

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2014

Andrea Vodáková

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

**Výukový atlas diagnostické a terapeutické techniky
v neurochirurgii**

Learning Tool for Diagnostic and Therapeutic
Instrumentation in Neurosurgery

2014

Andrea Vodáková

Zadání bakalářské práce

Student: **Andrea Vodáková**
Studijní program: **B2649 Elektrotechnika**
Studijní obor: **3901R039 Biomedicínský technik**
Téma: **Výukový atlas diagnostické a terapeutické techniky v neurochirurgii**
Learning Tool for Diagnostic and Therapeutic Instrumentation
in Neurosurgery

Zásady pro vypracování:

1. Úvod a specifika diagnostické a terapeutické techniky v neurochirurgii.
2. Principy vybraných diagnostických a terapeutických metod využívaných v neurochirurgii.
3. Rešerše a zhodnocení současných možností přístrojové techniky v neurochirurgické diagnostice a terapii včetně limitací.
4. Vývoj interaktivního výukového atlasu moderních diagnostických a terapeutických metod s důrazem na přístrojovou techniku hybridních neurochirurgických operačních sálů.
5. Evaluace přínosnosti interaktivního výukového atlasu pro klinickou praxi a studenty biomedicínských a lékařských oborů.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] ČERNOCH, Zdeněk. *Neuroradiologie*. 1. vyd. Hradec Králové: Nucleus, 2000. 1 CD-ROM. ISBN 80-901-7539-2.
- [2] HEŘMAN, Miroslav. *Akutní CT mozku: atlas nálezů*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2006, 181 s. ISBN 80-244-1229-2.
- [3] GREENBERG, Mark S. *Handbook of neurosurgery*. 7th ed. Tampa, Fla.: Greenberg Graphics, 2010, xiv, 1337 p. ISBN 978-1-60406-326-4.
- [4] GANZ, J., K. TAKAKURA, M. HAYASHI and M. CHERNOV, eds. *Gamma knife neurosurgery in the management of intracranial disorders*. Vienna: Springer, 2013. ISBN 978-3-7091-1376-9.
- [5] PROCTOR, Mark R. and Peter M. BLACK. *Minimally invasive neurosurgery*. Totowa, N.J.: Humana Press, 2009, xv, 448 p. ISBN 1-58829-147-2, 978-1-58829-147-9.
- [6] OPPELT, Arnulf, ed. *Imaging systems for medical diagnostics- fundamentals, technical solutions and applications for systems applying ionizing radiation, nuclear magnetic resonance and ultrasound*. 2nd edition. Erlangen: Publicis Corp. Publ, 2006, 996 p. ISBN 3-89578-226-2, 978-3-89578-226-8.
- [7] NIKKHAH, Guido and Markus PINSKER, eds. *Stereotactic and functional neurosurgery*. Wien, NY: Springer-Verlag, 2013. ISBN 978-3-7091-1481-0.
- [8] ZASLER, Nathan D., Douglas I. KATZ and Ross D. ZAFONTE. *Brain injury medicine: principles and practice*. New York: Demos Media Publishing, c2007, xxviii, 1275 p. ISBN 978-1-888799-93-4.
- [9] SEEGER, Wolfgang and Josef ZENTNER. *Neuronavigation and neuroanatomy*. Wien: Springer-Verlag, c2002, vii, 419 p. ISBN 3-211-83741-8.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Iveta Bryjová**

Datum zadání: 01.09.2013

Datum odevzdání: 07.05.2014



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

V Ostravě dne 7. 5. 2014

Andrea Vodáková

Andrea Vodáková

Poděkování

Touto cestou bych chtěla vyslovit poděkování vedoucí bakalářské práce paní Ing. Ivetě Bryjové za odborné vedení, pomoc a cenné rady. Za konzultace děkuji MUDr. Michalu Kodajovi z Nemocnice Podlesí, a.s. v Třinci. A nakonec bych také ráda poděkovala své rodině za podporu.

Abstrakt

Cílem této bakalářské práce je vytvořit interaktivní výukový materiál neurochirurgické přístrojové techniky. Práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část. Teoretická část se zabývá anatomíí mozku, jeho nemocemi a poraněním s důrazem na kraniocerebrální trauma. Dále zahrnuje nejčastěji používanou diagnostickou techniku a nejmodernější terapeutické metody používající se v neurochirurgii. Praktická část je zaměřena na tvorbu interaktivního výukového materiálu v prostředí Xerte. Dotazníkovým šetřením byla zjištěna přínosnost výukového materiálu u studentů a odborníků z praxe.

Klíčová slova

Neurochirurgie, mozek, kraniocerebrální trauma, skiografie, výpočetní tomografie, magnetická rezonance, scintigrafie, ultrasonografie, elektroencefalografie, hybridní sály, neuronavigace, da Vinci systém, Leksellův gama nůž, CyberKnife, ultrazvuková aspirace

Abstract

The target of this work is to create an interactive learning tool of neurosurgical instrumentation. The work is divided into two parts – theoretical and practical part. The theoretical part includes anatomy of the brain, his diseases and injuries with an emphasis on craniocerebral trauma. In addition it includes the most commonly used diagnostic techniques and the latest therapeutic methods using in the neurosurgery. The practical part is concentrate on the creation of interactive learning tool in the Xerte application. The contribution of learning tool for students and practitioners was discovered by questionnaire survey.

Key words

Neurosurgery, brain, craniocerebral trauma, skiagraphy, computed tomography, magnetic resonance imaging, scintigraphy, ultrasonography, electroencephalography, hybrid operating room, neuronavigation, da Vinci system, Leksell gama knife, CyberKnife, ultrasound aspiration

Seznam použitých symbolů a zkratek

| | |
|--------------------------------|--|
| ^{131}I | Jód |
| ^{133}Xe | Xenon |
| ^{18}F | Fluor |
| ^{18}FDG | Fluoro-deoxy-glukóza |
| ^{201}Tl | Thalium |
| 2D | Dvoudimenzionální |
| 3D | Trojdimenzionální |
| ^{60}Co | Kobalt |
| ^{67}Ga | Galium |
| $^{99\text{m}}\text{Tc}$ | Technecium |
| $^{99\text{m}}\text{Tc-ECD}$ | Ethylecysteinat dimer |
| $^{99\text{m}}\text{Tc-HMPAO}$ | Hexamethylpropylenamino oxim |
| A | Amplitude |
| A/D | Analogově-digitální |
| AgCl | Chlorid stříbrný |
| AS | ActionScript |
| B | Brightness |
| BOLD | Blood Oxygen Level Dependent |
| CCD | Charge-coupled device |
| CD | Kompaktní disk |
| CDE | Colour doppler energy |
| CFD | Barevný systém dopplerovské tomografie |
| cm, mm | Centimetr, milimetr |
| CNS | Centrální nervová soustava |
| CPR | Rekonstrukce zakřivených ploch |
| Cr | Chrom |
| CT | Výpočetní tomografie |
| CTA | CT angiografie |
| CUSA | Cavitron Ultrasound Aspirator |
| CW | Metoda kontinuální emise |
| DSA | Digitální subtrakční angiografie |
| EEG | Elektroencefalografie |
| FFT | Fast Fourier transform (rychlá Fourierova transformace) |
| fMR | Funkční magnetická rezonance |
| GCS | Glasgow Coma Scale (Glasgowské schéma) |
| HIV | Human Immunodeficiency Virus (virus lidské imunitní nedostatečnosti) |
| HTML | Hyper Text Markup Language |
| HU | Hounsfieldova jednotka |
| Hz, kHz, MHz | Hertz, kilohertz, megahertz |

| | |
|-----------|---|
| Cho | Cholin |
| iCT | Intraoperační výpočetní tomografie |
| iMR | Intraoperační magnetická rezonance |
| keV, MeV | Kiloelektronvolt, megaelektronvolt |
| KL | Kontrastní látka |
| LCD | Liquid Crystal Display (displej z tekutých krystalů) |
| LED | Light-Emitting Diode (dioda emitující světlo) |
| LO | Learning Object |
| MBq, GBq | Megabecquerel, gigabecquerel |
| MIP | Maximum Intensity Projection |
| MPR | Multiplanární rekonstrukce |
| MR | Magnetická rezonance |
| MRI | Magnetic resonance imaging (magnetická rezonance) |
| MRS | MR spektroskopie |
| NAA | N-acetyl asparát |
| PET | Pozitronová emisní tomografie |
| PHP | Hypertext Preprocesor (hypertextový preprocesor) |
| ppm | Partides per million |
| PRESS | Resolved spectroscopy sequence |
| PW | Pulzní emise |
| RTG | Rentgenové záření / rentgenový |
| SE | Spin-echo sekvence |
| SPECT | Jednofotonová emisní počítačová tomografie |
| β | Frekvenční pásmo EEG signálu |
| β^+ | Pozitron |
| SSD | Shaded surface display |
| STEAM | Stimulated echo acquisition mode |
| T | Tesla |
| T1 | Podélný relaxační čas |
| T2 | Příčný relaxační čas |
| TCD | Transkraniální dopplerovská sonografie |
| TE | Echo čas |
| TGC | Time Gain Compensation |
| TMS | Tetrametalsilan / transkraniální magnetická stimulace |
| TR | Time to repeat |
| URL | Uniform Resource Locator (jednotný lokátor zdrojů) |
| USG | Ultrasonografie |
| VRT | Volume rendering technique |
| WHO | World Health Organization (Světová zdravotnická organizace) |
| WWW | World-Wide Web |
| XML | Extensible Markup Language (rozšiřitelný značkovací jazyk) |
| xwd | Xerte Template Wizard |

α

Frekvenční pásmo EEG signálu

γ

Záření gama

Seznam obrázků

| | |
|---|----|
| Obrázek 1: Znázornění lebky; vlevo - pohled zepředu; vpravo – pohled z levé strany. | 6 |
| Obrázek 2: vlevo - řez mozkem v mediánní rovině; vpravo – spodina mozková. [11]..... | 10 |
| Obrázek 3: Akutní subdurální hematom s hypodenzním centrem, aktivní krvácení. [16]..... | 14 |
| Obrázek 4: vlevo – temporální epidurální hematom; vpravo – parietální epidurální hematom. [16] ... | 14 |
| Obrázek 5: Kolaterální (fokální) edém mozku. [24] | 16 |
| Obrázek 6: Průstřel lebky. Místo vstřelu je v pravé temporální krajině. [24] | 16 |
| Obrázek 7: Pilocytický astrocytom mozečku; vlevo – vyšetření CT nativně; vpravo – vyšetření CT postkontrastně. [16]..... | 17 |
| Obrázek 8: Herpetická encefalitida typ I. na vyšetření CT. [16]..... | 18 |
| Obrázek 9: Roztroušená skleróza, chronická forma; vlevo – postkontrastní vyšetření hypotenzního ložiska v periventrikulární bílé hmotě bez nasycení; střed – protodenzitní obraz MR s typickým nálezem demyelinizace; vpravo – T2 vážený obraz MR. [16]..... | 19 |
| Obrázek 10: Alzheimerova choroba; vlevo – žena 56 let; vpravo – žena 58 let. Progrese temporální atrofie oboustranně. Výrazný úbytek intelektu. [16]..... | 20 |
| Obrázek 11: Komunikující hydrocefalus, CT cisternografie; vlevo – 6 hodin od aplikace kontrastní látky, postranní komory jsou homogenně naplněny; střed – po 12 hodinách, subependymální inhibice kontrastní látkou; vpravo – po 24 hodinách, kontrastní látka je zcela vstřebána. [16] | 21 |
| Obrázek 12: Angiografie potvrzující přítomnost aneuryzmatu arteria carotis interna; vlevo – boční projekce; vpravo – obraz z rotační DSA nejpřesněji znázorňující aneuryzma, jeho krček i odstup z tepny. [24] | 22 |
| Obrázek 13: Základní princip rentgenového zobrazení. [61]..... | 24 |
| Obrázek 14: Rentgenka s excentrickou katodou a s anodou rotující uvnitř vakuové trubice. [61]..... | 25 |
| Obrázek 15: Základní princip rentgenové počítačové tomografie. [61]..... | 27 |
| Obrázek 16: Výpočetní tomograf Somatom Definition AS, Siemens. [52] | 29 |
| Obrázek 17: Aneuryzma pravé vnitřní krkavice (VRT rekonstrukce). [17]..... | 31 |
| Obrázek 18: Paralelní a antiparalelní postavení protonů vodíku ve statickém magnetickém poli. [39] | 33 |
| Obrázek 19: vlevo - křivka T1 – závislost nárůstu podélné magnetizace v závislosti na čase po vyslání elektromagnetického impulsu; vpravo - křivka T2 – závislost úbytku příčné magnetizace v závislosti na čase po vyslání elektromagnetického impulsu. [63]..... | 34 |
| Obrázek 20: Blokové schéma pro zobrazení zařízením magnetické rezonance. [61]..... | 36 |
| Obrázek 21: Magnetická rezonance MAGNETOM Skyra 3 T, Siemens. [52]..... | 36 |
| Obrázek 22: Pacient s jednostranným uzávěrem levé vnitřní krkavice. Zeleným křížem je vyznačená oblast aktivace levého motorického kortexu. [25] | 37 |
| Obrázek 23: Záznam MR spektroskopie technikou PRESS ve více voxelech (TE 135 ms); vlevo – zobrazena léze v pravém thalamu; vpravo – zobrazen normální vzhled levého thalamu. [60]..... | 38 |
| Obrázek 24: Princip snímání vyšetřovaného objektu rotující kamerou SPECT pod různými úhly a následná počítačová rekonstrukce výsledného obrazu v příčném řezu. [61] | 41 |
| Obrázek 25: vlevo – multifunkční SPECT systém Symbia S od firmy Siemens; vpravo – víceúčelový SPECT systém Symbia E od firmy Siemens. [52] | 41 |

| | |
|--|----|
| Obrázek 26: Princip koincidenční akvizice anihilačních fotonů při metodě PET a následná rekonstrukce výsledného obrazu. [61] | 43 |
| Obrázek 27: Základní typy ultrazvukových sond – a) sektorová sonda, b) konvexní sonda, c) lineární sonda. [27]..... | 45 |
| Obrázek 28: vlevo – schéma konstrukce ultrasonografu; vpravo – základní typ ultrasonografu. [27] . | 46 |
| Obrázek 29: Koronární projekce na přední jámu lební; vlevo – schéma s popisem; vpravo – výsledný obraz. [22] | 47 |
| Obrázek 30: Střední sagitální projekce; vlevo – schéma s popisem; vpravo – výsledný obraz. [22] ... | 47 |
| Obrázek 31: Vliv směru ultrazvukového vlnění (dopplerovského úhlu) na výsledné spektrální zobrazení toku. [27] | 48 |
| Obrázek 32: Dopplerovské křivky arteriálního toku. Dopředný a zpětný tok se zpracovávají samostatně ve dvou kanálech. [27] | 49 |
| Obrázek 33: Normální tvar dopplerovské křivky arteria carotis interna se systolicou V_s a diastolicou V_d rychlostí průtoku. [22]..... | 49 |
| Obrázek 34: Blokové schéma konstrukce digitálního elektroencefalografu. [49] | 52 |
| Obrázek 35: Schéma elektrod umístěných podle mezinárodního systému „10-20“. [49]..... | 52 |
| Obrázek 36: Příklad frekvenčních pásem EEG signálu. [20]..... | 53 |
| Obrázek 37: Topografické mapování frekvence (nahore vlevo) a lokální koherence (nahore vpravo) s EEG signálem v pozadí. [49]..... | 54 |
| Obrázek 38: Záznam EEG po epileptickém záchvatu u pacienta s mnohočetnými postischemickými lézemi, zejména v levé hemisféře. [64]..... | 55 |
| Obrázek 39: Hybridní sál se systémem Siemens Artis Zeego – Presbyterian Hospital, New York, USA. [52]..... | 57 |
| Obrázek 40: Hybridní sál se systémem Siemens Axiom Artis – Saitama University, Saitama, Japonsko. [52] | 57 |
| Obrázek 41: Širokoúhlá obrazovka Artis Zee Large Display od firmy Siemens. [52] | 58 |
| Obrázek 42: C- rameno Artis Zeego od firmy Siemens - znázorněné pohyby v osách robotického ramene. [52] | 59 |
| Obrázek 43: Registrace pacienta pomocí markerů přilepených na kůži („fiducials“). [30] | 62 |
| Obrázek 44: 3D rekonstrukce a axiální, koronární a sagitální rovina zobrazeny na monitoru neuronavigace. [30]..... | 63 |
| Obrázek 45: Navigační systém Brainlab Curve. [5]..... | 66 |
| Obrázek 46: Brainlab navigační aplikace pro kranium. [5] | 66 |
| Obrázek 47: Brainlab iCT. [5]..... | 67 |
| Obrázek 48: Elektromagnetický navigační systém Medtronic AxiEM. [38] | 67 |
| Obrázek 49: Navigační systém Medtronic StealthStation i7. [38] | 68 |
| Obrázek 50: Navigační systémy Siemens: vlevo – NaviLink; vpravo – NaviVision. [52]..... | 69 |
| Obrázek 51: vlevo – chirurgická ovládací konzole da Vinci Si systému od společnosti Intuitive Surgical; vpravo – detail řídicího joysticku ovládací konzole s chirurgickými nástroji v operačním poli. [29]..... | 70 |
| Obrázek 52: Přístrojová věž se čtyřmi interaktivními rameny systému da Vinci Si od společnosti Intuitive Surgical. [29] | 70 |

| | |
|---|----|
| Obrázek 53: EndoWrist chirurgické nástroje – energetický nástroj, chirurgické kleště, nástroj pro uchopení jehly a následné šití, nástroj pro odkrytí operačního pole. [29]..... | 71 |
| Obrázek 54: Chirurgický robotický systém da Vinci v průběhu operačního výkonu, Nemocnice na Homolce, Praha. [42] | 72 |
| Obrázek 55: da Vinci Si chirurgický systém od společnosti Intuitive Surgical – duální ovládací chirurgická konzole, přístrojová věž s robotickými rameny, velkoplošný monitor se zobrazením operačního pole. [29] | 73 |
| Obrázek 56: vlevo – Leksellův gama nůž Perfexion od společnosti Elekta; vpravo – Leksell GammaPlan. [13] | 75 |
| Obrázek 57: vlevo – vakuovaný náustek systému Extend; vpravo – rám systému Extend. [13] | 77 |
| Obrázek 58: Systém CyberKnife ve Fakultní nemocnici Ostrava. [6] | 78 |
| Obrázek 59: Systém Xsight Lung Tracking dodávající záření do tumoru plic s radiochirurgickou přesností. [1]..... | 79 |
| Obrázek 60: CyberKnife M6 TM systém. [1]..... | 81 |
| Obrázek 61: CyberKnife VSI TM systém. [1] | 81 |
| Obrázek 62: Znázornění efektu ultrazvukové aspirace na tkáň se slabou intracelulární vazbou (vlevo) a na tkáň se silnou intracelulární vazbou (vpravo). [28] | 83 |
| Obrázek 63: vlevo - ultrazvukový aspirátor CUSA EXcel; vpravo - ultrazvukový aspirátor CUSA nxt TM . [62] | 84 |
| Obrázek 64: Ultrazvukový aspirátor Sonoca 400. [55] | 84 |
| Obrázek 65: Xerte. [57]..... | 86 |
| Obrázek 66: Uživatelské rozhraní šablony v aplikaci Xerte. Vlevo strom dokumentů se třemi základními ikonami. Vpravo otevřená záložka se všemi vlastnostmi. | 88 |
| Obrázek 67: Objekt přesouvací navigátor na stránce s patologií mozku. | 89 |
| Obrázek 68: Objekt pásmo obrázků na stránce s výhodami a klinickou praxí u CyberKnife..... | 90 |
| Obrázek 69: Objekt menu s nabídkou vybraných kapitol. | 91 |
| Obrázek 70: Objekt spojení záložkového navigátoru na stránce diagnostické techniky v neurochirurgii pro výběr jednotlivé metody. | 91 |
| Obrázek 71: Objekt spojení vícenásobné volby na úvodní stránce výpočetní tomografie..... | 92 |
| Obrázek 72: Objekt okomentované schéma na stránce s anatomíí mozku vlevo a vpravo na stránce s vybavením hybridního sálu..... | 93 |
| Obrázek 73: Objekt interaktivní seznam na stránce s principem neuronavigace..... | 93 |
| Obrázek 74: Objekt video z YouTube na stránce s Leksellovým gama nožem. | 94 |
| Obrázek 75: Titulní strana interaktivního výukového materiálu s možností nastavení barevného schéma vlevo a vpravo možnost nastavení velikosti textu. | 95 |

Obsah

| | | |
|---|------------|---|
| 1 | ÚVOD | 1 |
|---|------------|---|

TEORETICKÁ ČÁST

| | | |
|------|---|----|
| 2 | ANATOMIE A PATOLOGIE HLAVY | 4 |
| 2.1. | Kostra lebky, cranium | 4 |
| 2.2 | Anatomie mozku | 6 |
| 2.3 | Patologie hlavy | 10 |
| 3 | ZOBRAZOVACÍ METODY V NEURORADIOLOGII | 23 |
| 3.1 | Skiografie | 23 |
| 3.2 | Výpočetní tomografie (CT) | 26 |
| 3.3 | Magnetická rezonance (MR) | 33 |
| 3.4 | Scintigrafie | 39 |
| 3.5 | Ultrasonografie (USG) | 44 |
| 3.6 | Elektroencefalografie (EEG) | 51 |
| 4 | NEUROTERAPEUTICKÉ PŘÍSTROJE | 56 |
| 4.1 | Hybridní sály | 56 |
| 4.2 | Neuronavigace | 60 |
| 4.3 | Robotická chirurgie – da Vinci systém | 69 |
| 4.4 | Leksellův gama nůž | 73 |
| 4.5 | CyberKnife | 77 |
| 4.6 | Ultrazvuková aspirace | 82 |

PRAKTICKÁ ČÁST

| | | |
|-----|---|-----|
| 5 | VÝVOJ INTERAKTIVNÍHO VÝUKOVÉHO MATERIÁLU | 86 |
| 5.1 | Xerte | 86 |
| 5.2 | Pracovní postup tvorby interaktivního výukového materiálu | 87 |
| 6 | EVALUACE PŘÍNOSNOSTI INTERAKTIVNÍHO VÝUKOVÉHO ATLASU | 96 |
| 7 | ZÁVĚR | 105 |
| 8 | POUŽITÁ LITERATURA | 106 |
| 9 | PŘÍLOHA NA CD | 110 |

1 ÚVOD

Neurochirurgie je jedno z odvětví chirurgie, které se zabývá prevencí, diagnostikou, léčbou a následnou rehabilitací onemocnění postihující celý nervový systém. Neurochirurgie se zabývá úrazy mozku a míchy, nádory, cévní chirurgií, degenerativními onemocněními, epilepsií a mnoha dalšími chorobami. V současné době i přes prevenci a bezpečnostní opatření, jako například bezpečnostní pásy v autech a cyklistické helmy, úrazů hlavy neubývá.

Neurochirurgové mají za úkol, co nejrychleji daný problém diagnostikovat a následně i terapeuticky vyřešit. K tomu jim napomáhají nejmodernější přístroje, jimiž už disponuje většina nemocnic v České republice. Rozvoj moderních terapeutických postupů v současnosti umožňuje léčit choroby, které v minulosti končily úmrtím.

Současným trendem je obrazem řízené operování s použitím neuronavigace, která přináší do neurochirurgie mnoho výhod, zejména kratší dobu přípravy, přesnost a spolehlivost. Další zdokonalení nese kombinace několika přístrojů a tím vznik hybridní techniky nebo dokonce i celého hybridního operačního sálu, kde se instalují špičkové zobrazovací systémy.

Hlavním tématem této bakalářské práce, které si klade za cíl vytvořit interaktivní výukový materiál, se vzhledem k rozsáhlosti nervového systému, který zahrnuje jak periferní, tak centrální nervovou soustavu, mozek, páteř a míchu, bude práce zabývat pouze hlavou, zejména mozkem. Literární rešerše ukázala na nejčastěji používané diagnostické a terapeutické metody v neurochirurgii. V interaktivním výukovém materiálu, který je vytvořen v aplikaci Xerte, lze tedy najít jednotlivé metody provázané s klinickou praxí. Atlas by měl sloužit jako ucelený výukový materiál pro lékařské i nelékařské zdravotnické pracovníky nebo pro studenty. Lékařská přístrojová technika je v neustálém procesu rozvoje a proto se tedy jedná o vývoj atlasu, který může být v budoucnu dále prohlubován a doplňován o nové metody.

Cíl práce

Cílem této práce bylo vytvořit stručné a přehledné shrnutí přístrojové techniky používané v neurochirurgii. Vzhledem k šíři této problematiky je práce zaměřena výhradně na mozek, omezuje se pouze na vybrané diagnostické metody, zejména na zobrazovací, a nejmodernější terapeutické metody. Každá z metod je propojena s jejím využitím v klinické praxi.

Cílem praktické části bylo vytvořit interaktivní výukový materiál, který bude obsahovat všechny informace z teoretické části. Přínosnost interaktivního výukového materiálu pro klinickou praxi a studenty technických a lékařských oborů byla zhodnocena pomocí dotazníku.

Struktura práce

Tato bakalářská práce je členěna na část teoretickou a část praktickou.

Teoretická část obsahuje kapitolu 2 zabývající se kostrou lebky, anatomií a patologií mozku. Patologie je zaměřena zejména na problém současné doby – kraniocerebrální traumata. Stěžejními

kapitolami teoretické části je jednak kapitola 3 popisující nejčastěji používané zobrazovací metody v neuroradiologii (skiografie, CT, MR, PET, SPECT, USG, EEG), včetně jejich principů, konstrukcí a klinického využití při diagnostice mozku a jednak kapitola 4 pojednávající o moderních a inovativních metodách pro terapii (hybridní sály, neuronavigace, da Vinci systém, Leksellův gama nůž, CyberKnife, ultrazvuková aspirace).

Praktická část obsahuje dvě kapitoly. První z nich podává informace o aplikaci Xerte, v níž byl výukový interaktivní materiál realizován. Zabývá se uživatelským rozhraním a pracovním postupem tvorby výukového materiálu. V kapitole 6 je následně zhodnocen přínos výukového materiálu v praxi.

TEORETICKÁ ČÁST

2 ANATOMIE A PATOLOGIE HLAVY

Tato kapitola je věnována anatomii se zaměřením na centrum nervové soustavy - mozek. Interní části hlavy včetně mozku jsou zvenčí chráněny lebkou. Anatomie mozku pojednává o stavbě, uložení a struktuře jednotlivých částí. Zabývá se pouze mozkem zdravým, což poskytuje normu pro patologii, která prošetřuje odlišnosti v nemocném, poraněném nebo v nesprávně vyvinutém mozku. [10]

2.1. Kostra lebky, cranium

Kostra hlavy (Obrázek 1) se na základě fylogenetického vývoje vytvořila ze dvou typů kostí. Jedním z nich jsou kosti krycí, *desmogenní kosti*, kde se kost vyvíjí a následně i osifikuje na podkladě vaziva. Druhým typem jsou kosti náhradní, *chondrogenní kosti*, které osifikují z chrupavky. Oba typy kostí se podílejí na tvorbě dvou hlavních částí lebky, *neurocranium* a *splanchnocranium*. [10] [26]

2.1.1 Neurocranium

Neurocranium tvoří pouzdro kolem mozku a smyslových orgánů. Jedná se o tzv. mozkovou část lebky dělicí se na bazi lebeční – *basis cranii*, která je shora doplněna vyklenutou klenbou lebeční – *calva*. Mezi chondrogenní kosti neurokrania patří kost týlní, kost skalní a její bradavkový výběžek, větší část kosti klínové, kost čichová a dolní skořepa nosní. Naopak kost temenní, čelní, šupiny kostí spánkových, kosti bubínkové, nosní, slzní a kost radličná jsou tvořeny kostmi desmogenními. [10] [26]

Os occipitale – kost týlní, obklápí velký týlní otvor – *foramen magnum* spojující páteřní kanál a dutinu lební. Od foramen magnum stoupá šikmo dopředu vzhůru *pars basilaris* směrem ke kosti klínové. V postranní části kosti týlní – *partes laterales* se nachází otvor – *foramen jugulare*. Horní okraj šupiny kosti týlní – *squama occipitalis* je spojen s kostmi temenními pomocí pilovitého švu – *sutura lambdoidea*. [10]

Os sphenoidale – kost klínová tvoří střed lebeční baze a je utvářena tělem kosti týlní a třemi páry výběžků. *Corpus ossis sphenoidales*, tělo kosti klínové, má tvar nepravidelné krabíčky, jejíž horní strana je obrácená směrem do dutiny lebeční. Nachází se na ní několik útvarů, zejména *fossa hypophysialis* – jamka pro hypofýzu, *sella turcica* – turecké sedlo, *dorsum sellae* – zadní vyvýšenina sedla a *canalis opticus*, což je kanál pro zrakový nerv. Výběžky kosti týlní tvoří *alae minores* – malá křídla, *alae majores* – velká křídla a *processus pterygoidei* – křídlové výběžky. Plocha velkého křídla nese tři nápadné otvory pro průchod hlavových nervů – *foramen ovale*, *foramen rotundum* a *foramen spinosum*. [10]

Os ethmoidale – kost čichovou tvoří tři hlavní části: *lamina cribrosa* – dírkovaná ploténka, která je uložena horizontálně v bazi lebeční a nese *foramina cribrosa* – četné otvůrky pro průchod vláken čichového nervu. Dále kost čichová tvoří *lamina perpendicularis* – ploténka svislá a *labyrinthis ethmoidales* – čichové labyrinty uspořádané jako párové skupinky dutinek. Cévy a nervy jsou vedeny

přes dva otvůrky za sebou – *foramen ethmoidale anterius et posterius*. Na stěnách labyrintů je horním okrajem upevněná horní a střední skořepa nosní – *concha nasalis superior et media*. [10]

Concha nasalis inferior – dolní skořepa nosní je vytvořena jako samostatná tenká kost.

Os temporale – kost spánková vznikla spojením tří částí. První část je tvořena *os petrosus* – kost skalní, se kterou souvisí kaudálně vybihající *processus mastoideus* – výběžek bradavkový, *processus styloideus* – výběžek bodcovitý a *labyrinthus osseus* – kostěný labyrint představující systém dutin. Druhou částí je *squama temporalis* – šupina kosti spánkové, ze které vybíhá směrem dopředu ke kosti lící štíhlý útvar *processus zygomaticus*. A třetí část tvoří *os tympanicum* – kost bubínková, která je kornoutovitě stočená a tvoří stěny kostěného zevního zvukovodu. [10]

Os frontale – kost čelní je tvořena třemi částmi. *Squama frontale* – šupina kosti čelní má zadní horní okraj utvořen pilovitým švem, spojující kost čelní s kostí temenní, a velkými křídly kosti klínové. *Partes orbitales* mají na hladké očníkové straně vpředu při okraji očnice jamku pro slzní žlázu – *fossa glandulae lacrimalis* a jamku, ke které je připojena chrupavčitá kladka – *fovea trochlearis*. A třetí částí je *pars nasalis* spojující na kořeni nosu obě *partes orbitales*. [10]

Os parietale – kost temenní je párová kost s čtverhrannou konturou a její čtyři okraje jsou spojeny s okolními kostmi lebečními švy. Její přední okraj je spojen s čelní kostí korunovým švem – *sutura coronalis*. Horní okraj s druhostrannou temenní kostí je spojen švem šípovým – *sutura sagittalis*. Šev lambdový – *sutura lambdoidea* spojuje zadní okraj kosti temenní s kostí týlní a *sutura squamosa* – šev šupinový propojuje její dolní okraj se šupinou kosti spánkové. [10]

Os lacrimale – kost slzní je tenká plochá čtverhranná kůstka nacházející se uvnitř stěny očnice. [10]

Os nasale – kost nosní je párová kůstka, která určuje tvar nosního kořene a tvar přilehlých částí nosního hřbetu. [10]

Vomer – kost radličná je nepárová plochá kost tvořící dorsokaudální část nosní přepážky. Ve střední čáře se kaudální konec radličné kosti propojuje s tvrdým patrem. [10]

2.1.2 Splanchnocranium

U obličejové části lebky, splanchnocranium, převládá desmogenní osifikace a patří sem kosti lící, horní a dolní čelist a kosti patrové. Ke splanchnocraniu patří i malé chondrogenní kůstky – kladívko, kovadlinka, třmínek, jazylka a bodcovitý výběžek kosti spánkové. [10]

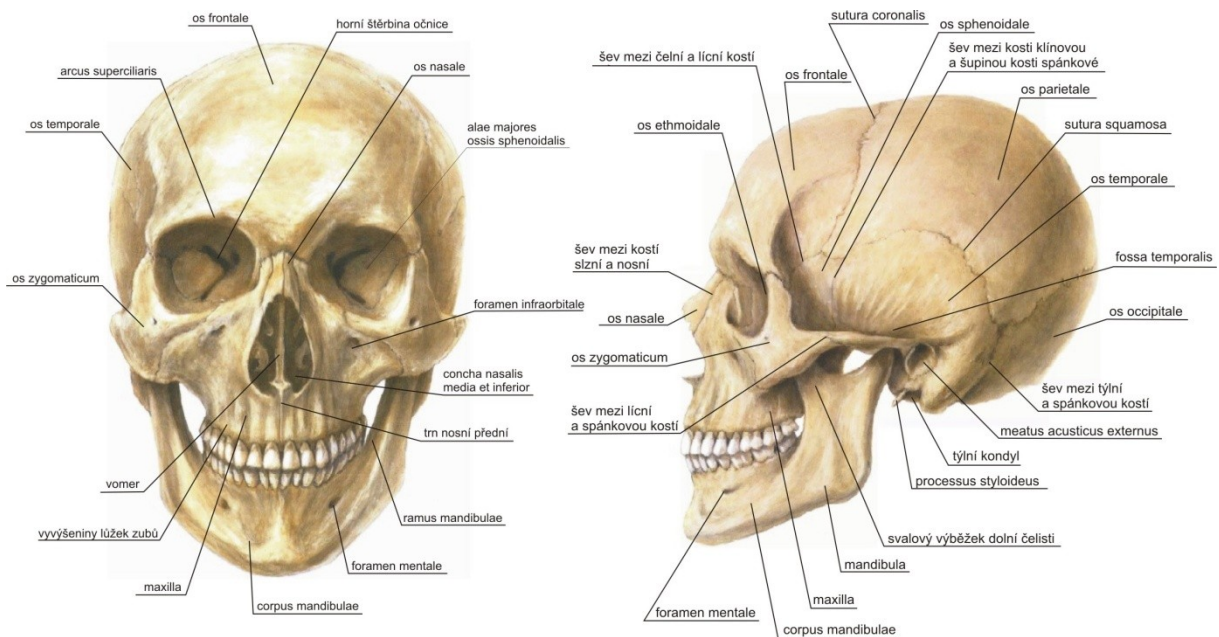
Maxilla – horní čelist je kost párová tvořena *corpus maxillae* – tělem kosti a z něj odstupujícími čtyřmi výběžky. *Processus frontalis* vystupující vpředu kraniálně, krátký, trojboký *processus zygomaticus* směřující laterálně, horizontální ploténka *processus palatinus* směřující mediálně od těla kosti a *processus alveolaris* vyčnívající kaudálně a tvořící funkční nástavbu nesoucí zuby. Spojené maxily nesou zubní oblouk a podílí se na tvaru obličeje a tvrdého patra. [10]

Os palatinum – kost patrová je párová kost vytvořena dvěma lamelami – *lamina horizontalis et lamina perpendicularis* spojených do tvaru písmene L. [10]

Os zygomaticum – kost lící se významně podílí na tvaru obličeje a pojí splanchnocranium s neurocraniem. Spojením lící kosti s výběžkem kosti spánkové vzniká *arcus zygomaticus* – jármový oblouk. Na propojení s dalšími okolními kostmi se podílí dva výběžky – *processus frontalis* mířící kraniálně a *processus maxilaris* mířící ventrálně. [10]

Mandibula – dolní čelist je složena z parabolicky zahnutého těla – *corpus mandibulae* a dvou vzestupných ramen. *Ramus mandibulae* – rameno dolní čelisti nese kloubní hlavici, která slouží ke spojení dolní čelisti s bází lebeční. [10]

Os hyoideum – jazyk se nachází v předním krčním svalstvu a lze ji nahmatat. Jazyk tvoří *corpus ossis hyoidei* – tělo jazyka a *cornua minora et majora* – malé a velké rohy jazyka. [10]



Obrázek 1: Znárodnění lebky; vlevo - pohled zpredu; vpravo – pohled z levé strany. [10]

2.2 Anatomie mozku

Nervová soustava je základní řídicí a koordinační systém organismu snažící se v proměnlivých podmínkách zevního prostředí zachovat stálost vnitřního prostředí – *homeostázu*. Nervstvo má senzorickou, asociační a výkonnou funkci. Jednotku nervové soustavy tvoří nervová buňka – *neuron*, jejichž počet se u člověka pohybuje okolo 25 miliard. Těla neuronů tvoří mozkovou a míšňí šedou hmotu. Výběžky neuronů a nervová vlákna tvoří bílou hmotu mozku a míchy a periferní nervy. Centrální nervová soustava postupně vznikala z nervové trubice, která tvořila její základ a postupným vývojem se rozšířila až do pěti sekundárních váčků, ze kterých poté vznikly hlavní oddíly mozku (Obrázek 2). [26] [45]

2.2.1 Mozkový kmen, *truncus cerebri*

Mozkový kmen tvoří kraniální pokračování míchy a dále přechází do mezimozku. Mozkový kmen je v lebce na *clivu* (na kosti klínové a týlní). [26] [45]

Mozkový kmen (*truncus cerebri*) má tři části:

- *Medulla oblongata* – prodloužená mícha vypadá jako rozšířený konec míchy. Na ventrolaterální straně je oválné vyklenutí nazývané oliva, ze které dorsolaterálně vystupuje IX., X. a XI. hlavový nerv tvořící postranní smíšený systém. Střední části obsahují rozloženou šedou hmotu s jádry retikulární formace, díky níž je prodloužená mícha centrem životně důležitých nepodmíněných reflexů (kašlací, slzivý, mrkací, sací, polykací apod.) a ústředí (dýchání, krevní oběh, regulace srdeční činnosti). Retikulární formace je také zapojena do vedení bolesti a aktivačního systému určujícího stupeň vědomí. [26] [45]
- *Pons Varoli* – Varolův most tvoří široký val nad prodlouženou míchou. V přechodu mezi mostem a míchou vystupuje trojklaný nerv – *nervus trigeminus*. Dorsální strana pontu a oblongaty tvoří spodinu IV. mozkové komory (*fossa rhomboidea*), která má rombický (kosočtverečný) tvar. Ve IV. mozkové komoře jsou uložena jádra hlavových nervů. [26] [45]
- *Mesencephalon* – střední mozek tvoří kraniální konec mozkového kmene. Na horní straně středního mozku jsou uložena *crura cerebri* – mozkové stopky, v níž probíhají mozkové dráhy, např. dráha kortiko-spinální, kortiko-nukleární a kortiko-pontinní. Střední část je tvořena *tegmentum mesencephali* a obsahuje dvě jádra – *nucleus niger* důležité pro hybnost a vegetativní funkce a *nucleus ruber* ovlivňující regulaci svalového tonu. Dorzální stranu tvoří *lamina tecti* – čtverohrbolí obsahující primární zrakové a sluchové centrum. [26] [45]

2.2.2 Mozeček, cerebellum

Mozeček je uložen na dorzální straně mozkového kmene a zároveň z dorzální a kraniální strany kryje IV. mozkovou komoru. Skládá se ze dvou postranních polokoulí – *hemisphaeria cerebelli*, které jsou ve střední čáře spojeny červem – *vermis cerebelli*. Povrch mozečku se skládá z mozečkové kůry, která je silně zbrázděná a tvořena šedou hmotou. Uvnitř mozečku se nachází bílá hmota, která vytváří tzv. strom života – *arbor vitae*. V bílé hmotě jsou v hloubce zanořena 4 páry jader – *nucleus fastigii*, *nucleus globosus*, *nucleus emboliformis* a *nucleus dentatus*. Hlavní funkcí mozečku je kontrola a koordinace rovnováhy a udržování vzpřímené polohy. Dále pak regulace svalového tonu a řízení jednotlivých pohybů. [26] [45]

2.2.3 Mezimozek, diencephalon

Mezimozek je napojen na horní konec mozkového kmene a je členěn na tři části. *Thalamus* je označován jako sensitivní struktura. V řezech thalamu lze pouhým okem rozlišit šedou hmotu, která je pomocí proužků bílé hmoty rozdělena na větší celky – *nuclei*. *Hypothalamus* označován jako motorické centrum obsahuje *nuclei* složené z buněk jednoho typu. Mezi pravou a levou část hypotalamu je vsunuta III. mozková komora, k jejíž bazální části je *infundibulem* připevněn podvěsek mozkový – *hypofýza*. Přechod mezi thalamem a hypotalamem je tvořen úzkým pásem šedé hmoty označován jako *subthalamus*, který patří mezi struktury pro kontrolu pohybu. [26] [45]

2.2.3.1 Podvěsek mozkový, hypofýza

Hypofýza je uložena na bazi lební ve *fossa hypophysialis*. Oválně kulovité tělísko našedlé barvy je v lebce shora kryto tvrdou plenou mozkovou. I pouhým okem lze hypofýzu rozlišit na dvě části – větší přední lalok – *lobus anterior* a menší zadní lalok – *lobus posterior*. Lobus anterior je označován jako *adenohypofýza*, jejíž buňky produkují hormony. V buňkách zadního laloku – v *neurohypofýze* se tvoří dva druhy hormonů – adiuretin a oxytocin. [8] [26] [45]

2.2.4 Koncový mozek, telencephalon

Telencephalon je nejmožnější část mozku, která je složena ze dvou mozkových hemisfér od sebe oddělených štěrbinou – *fissura longitudinalis cerebri*. Hemisféry jsou rozděleny do tří oddílů. Nejsilnější bazální část je základem pro bazální ganglia, tenčí ale největší dorsální část je vytvořena jako základ pro mozkovou kůru a třetí mediální část je dřívější stropová ploténka nervové trubice. [26] [45]

2.2.4.1 Mozkové hemisféry

Mozkové hemisféry se rozdělují na levou a pravou. Dále je každá část rozdělena mozkovými brázdami na čtyři mozkové laloky – *frontální, parietální, temporální a okcipitální*. Dominanci mezi levou a pravou hemisférou nelze jednoznačně rozlišit z důvodu, že každá z nich je orientována pro jinou činnost, jedná se tedy o spolupráci obou hemisfér. Levá hemisféra je například více dominantní pro řečová centra, pro pohyby pravé poloviny těla, pro zachycení smyslových podnětů nebo pro lepší myšlenkové pochody v oboru matematiky a logiky. Na rozdíl od pravé hemisféry, která je schopna zpracovávat a syntetizovat smyslové podněty, lépe posuzuje prostor a má silnější emotivní složku. [8] [26] [45]

2.2.4.2 Bílá hmota

Prostor pod vrstvou šedé mozkové hmoty je vyplněn nervovými vlákny – bílá hmota, *corpus medullare*. Podle tvaru půlky oválu v horizontálním řezu je častěji používaný název *centrum semiovale*. Uvnitř bílé hmoty je uložena postranní mozková komora. Centrum semiovale jedné strany je spojeno s druhou prostřednictvím kalózního tělesa – *corpus callosum*. V centrum semiovale se nachází tři druhy nervových vláken – vlákna asociační, komisurální a projekční vlákna. [8] [45]

2.2.4.3 Bazální ganglia

Bazální ganglia představují nahromadění šedé hmoty v hloubce mozkové hemisféry. Podle anatomické nomenklatury se mezi bazální ganglia řadí čtyři části: *Corpus striatum* (dále se dělí na *nucleus caudatus a putam*), *globus pallidus* (který je tvořen *pallidum externum* a *pallidum internum*), *nucleus amygdalae* (ležící v hloubce temporálního laloku) a *claustrum*. Nucleus amygdalae se funkčně řadí k limbickému systému, který se podílí na psychických akcích (určuje chování, pozornost,

vyjadřují se pomocí něj emoce a další vnitřní stavy organismu). Obecně jsou bazální ganglia zapojena i do pohybových akcí a spolupracují s retikulární formací. [8] [26] [45]

2.2.4.4 Mozková kůra, cortex cerebri

Struktura mozkové kůry je zprohýbaná a vytváří do hloubky vnořené brázdy – *sulci* a ven vyklenuté závitky – *gyri*. Množství buněk mozkové kůry se pohybuje kolem $3 - 14 \times 10^9$. Mozková kůra se podle vývoje dělí na třívrstevný *allocortex*, který je složen z archicortexu a paleocortexu, a šestivrstevný *isocortex* tvořen nejmladší částí mozkové kůry – neocortexem. *Paleocortex* je uložen na přední části baze hemisféry a je tvořen třemi základními buněčnými vrstvami – glomerulární, mitrální a granulární vrstvou. *Archicortex* byl postupným vývojem zatlačen na zadní dolní okraj temporálního laloku a je tvořen vrstvou molekulární, pyramidální a polymorfní. Šestivrstevný *neocortex* tvoří rozsahem největší část mozkové kůry. Pro každou z jeho vrstev je charakteristický jiný typ buněk – 1. vrstva obsahuje zejména nervové buňky, 2. a 4. vrstva malé granulární buňky, 3. a 5. velké pyramidové a nakonec 6. vrstva je tvořena buňkami vřetenitými. [45]

2.2.5 Dutiny centrálního nervstva

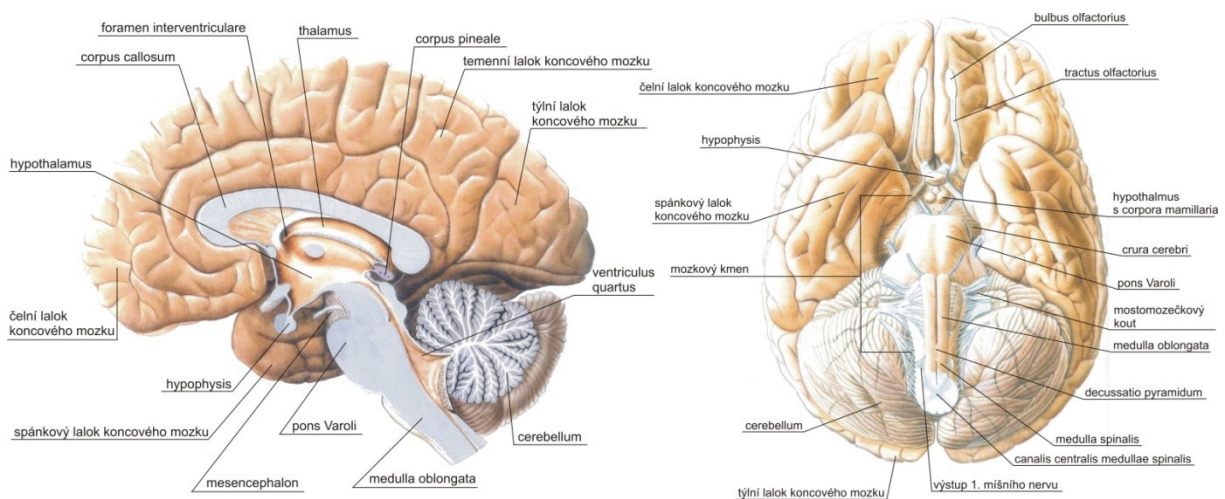
Dutinový systém CNS představuje centrální kanálek, který se v místech mozkových váčků rozšiřuje do mozkových komor. Jednotlivé mozkové komory jsou vyplněny mozkomíšním mokem. [26] [45]

- Centrální kanálek míchy, *canalis centralis medullae spinalis* je velmi úzký, kruhovitěho průřezu prostupující celou délkou míchy a končící ve IV. komoře. [8] [45]
- IV. komora mozková, *ventriculus quartus* je uložena mezi mozkovým kmenem a mozečkem. Její spodinu tvoří *fossa rhomboidea*, boky jsou ohraničeny třemi mozečkovými *pedunculy* a strop je tvořen třemi na sebe navazujícími útvary – *velum medullare craniale*, *fastigium* a *velum medullare caudale*. [8] [45]
- III. komora mozková, *ventriculus tertius* je úzká štěrbina mezi thalamy a subthalamy obou stran, jejíž spodinu tvoří hypothalamus. Komora vybíhá v tři výběžky, které jsou důležité pro orientaci při rentgenovém vyšetření – *recessus infundibuli*, *recessus opticus* a *recessus supraspinalis*. Pro komunikaci s IV. komorou slouží *Silviova kanálek* a s postranní komorou komunikuje prostřednictvím *foramen Monroi*. [8] [45] [8]
- Postranní komory, *ventriculi laterales* jsou párové podkovovitěho tvaru, umístěné uvnitř telencephalonu spojené pomocí *foramen interventriculare (Monroi)* s III. mozkovou komorou. Rohy postranních komor zasahují do frontálního, temporálního a do occipitálního laloku. [8] [45]
- Mezi nejvýznamnější mozkové cisterny patří cisterny v zadní jámě lební (cisterna magna, cisterna medullaris, cisterna pontis, horní mozečková a cerebelopontinní cisterna), mezencefalické cisterny (ambiens, cisterna laminae quadrigeminae), supraselární cisterny (interpedunkulární, supraselární, cisterna laminae terminalis a perikalózní cisterna) a laterální Silviova cisterna. [8]

- Mozkomíšní mok, *liquor cerebrospinalis* je tekutina o objemu asi 150 ml, z čehož je asi 40 ml v dutinovém systému a zbytek se nachází mezi plenami. Liquor se tvoří v chorioidálních plexech komor a vyplňuje celý systém dutin CNS. Vytváří tak vodní plášť kolem mozku sloužící k jeho ochraně před nárazy a k vyrovnání objemových změn mozku. [8] [45]

2.2.6 Obaly CNS, meninges

Meningy jsou tvořeny třemi vazivovými vrstvami – dura mater, arachnoidea a pia mater. Tvrdá plena mozková, *dura mater encephali* tvoří zevní vrstvu, která pevně lne k lebečním kostem, nejpevněji v oblasti švů. Dura mater vybíhá směrem do mozku v několika duplikaturách – *falx cerebri*, *tentorium cerebelli*, *falx cerebelli* a *diaphragma sellae*. Pavučnice, *arachnoidea encephali* je tenká blána obepínající celý mozek, ale na rozdíl od pia mater nezasahuje do hlubších zářezů. Měkká plena mozková, *pia mater encephali* pevně lne k povrchu mozku a po jejím povrchu probíhají větší cévy, které se skrze ni zanořují do mozkové tkáně. [8] [45]



Obrázek 2: vlevo - řez mozkem v mediání rovině; vpravo – spodina mozková. [11]

2.3 Patologie hlavy

2.3.1 Kraniocerebrální trauma

Poranění mozku je nejčastější příčina smrti následkem úrazu. Poranění lebky vyžaduje rychlé a přesné stanovení diagnózy, což musí být u akutních stavů provedeno bezprostředně po zabezpečení životních funkcí. Před transportem do nemocnice musí být zajištěna rychlá resuscitace, poté může být pacient předán do rukou zkušeného trauma týmu, což výrazně snižuje mortalitu (úmrtnost) a následnou morbiditu (nemocnost) pacientů s poraněním mozku. [8] [16]

2.3.1.1 Klasifikace poranění mozku

Současná klasifikace zachycuje kritéria zúčastněných typů lézí a díky pochopení mechanismů při vývoji mozkového traumatu došlo k výraznému klinickému zlepšení výsledků v péči o tyto pacienty. Některé léze se vyvíjejí pomalu a některé dokonce až s určitým časovým odstupem, čemuž odpovídá klinická zkušenost při diagnostice na CT, kdy je nutno v akutní fázi bezprostředně po úrazu provádět snímkování opakovaně, dokud se neprojeví eventuální ložisko kontuze. [53] [41]

Teprve s vývojem výpočetní tomografie se ukázalo jako velmi praktické rozeznávat primární a sekundární poranění, což je důležité pro následný časový sled dějů a vznik tzv. terapeutického okna pro eventuální léčebné zákroky do doby autodestrukčního rozvoje některých ložisek. *Primární a sekundární poranění* definují určitou časovou následnost dějů, ke kterým dochází po úrazu. Primární léze je strukturální poškození mozkového parenchymu, která se vytvoří v okamžiku zranění. Sekundární léze mohou být také započaty v momentu úrazu, ale v různě dlouhém období po zranění se klinicky neprojevují. [41] [53]

Z hlediska prostorového uspořádání se rozlišují *léze fokální a difuzní*. U fokálních lézí se jedná o makroskopické kontaktní postižení vyskytující se asi u poloviny těžkých traumat. Jedná se o jedno nebo několik ložisek v různých částech mozku jako důsledek přímého působení síly. Naopak difuzní poranění je vícečetná mikroskopická změna v mozku, která je většinou příčinou přetrvávajících neurologických poruch u přeživších pacientů a odpovídá za dvě třetiny úmrtnosti po poranění hlavy. Podstatný rozdíl mezi nimi je rozpoznání lézí – fokální léze jsou většinou radiograficky identifikovatelné, na rozdíl od difuzních, kde je identifikace obtížná a v některých případech i zcela nemožná. [8] [41]

Dále se rozlišují *otevřená a tupá poranění*. Při otevřeném neboli pronikajícím poranění, při kterém dochází k poruše měkkých tkání a skeletu lebky, se hovoří o komunikaci lebeční dutiny a zevnějšku. Tupá poranění nevedou ke komunikaci nitrolebí a zevního prostřední a jsou způsobena nitrolební silou. [8]

2.3.1.2 Glasgowské schéma

Glasgowské schéma (*Glasgow Coma Scale*) slouží k přesnému určení stupně závažnosti stavu nemocného po traumatu lebky a ke klasifikaci rozsahu klinických změn (viz Tabulka 1). [8]

Traumatické poranění je tedy podle GSC členěno do tří kategorií:

1. *Lehká poranění* (GCS 13–15) – u těchto pacientů nebyl zjištěn žádný neurologický nález. U pacientů nedošlo k poruše vědomí a stav bezvědomí netrval déle než 20 minut. [8]
2. *Středně těžká poranění* (GCS 9–12) – tito pacienti mohou být letargičtí a otupělí. [16]
3. *Těžká poranění* (GCS 3–8) – pacienti s těžkým poraněním mozku jsou v kómatu, nemohou otevřít oči a plnit žádné příkazy. [16]

Tabulka 1: Hodnocení stavu vědomí podle Glasgow Coma Scale. [8] [16]

| Reakce očí | | Nejlepší pohybová reakce | | Nejlepší slovní odpověď | |
|----------------------------------|---|--------------------------|---|-------------------------|---|
| Spontánní otevření očí | 4 | Vyhoví slovnímu příkazu | 6 | Orientován, mluví | 5 |
| Otevření očí na slovní příkaz | 3 | Lokalizace bolesti | 5 | Dezorientován, mluví | 4 |
| Otevření očí na bolestivý podnět | 2 | Flexe, ohýbání končetiny | 4 | Neadekvátní slova | 3 |
| Bez odpovědi | 1 | Flexe tonická | 3 | Nesrozumitelné zvuky | 2 |
| | | Extenze | 2 | Bez odpovědi | 1 |
| | | Bez odpovědi | 1 | | |
| Celkové skóre: 3–15 | | | | | |

2.3.1.3 Mechanismy poranění mozku

Poranění mozku je většinou výsledkem působení dynamické síly ve velmi krátkém čase. Mechanismy se dělí na dva typy: *kontaktní* a *inerciální poranění*. [53]

Za kontaktní mechanismy je považován dopad hlavy na relativně stacionární povrch, nebo naopak zásah hlavy pohybujícím se předmětem. Méně častým mechanismem poranění mozku je zmáčknutí nebo drcení hlavy za působení pomalých statických sil za vzniku fraktury skeletu. Při kontaktním mechanismu mohou vznikat kontuze v místě nárazu nebo na opačné straně (tzv. mechanismus *par contre coup*), kdy na straně nárazu dojde k přetlaku a na opačné straně k podtlaku. Kromě kontuzí mohou vznikat četné fraktury – malé předměty mohou zapříčinit impresivní fraktury nebo i otevřené poranění a při kontaktu s velkou plochou mohou způsobit spíše lineární fraktury. [53]

K inerciálnímu poranění dochází bez kontaktu hlavy s jakýmkoli pulzním mechanismem a to na základě akcelerace a decelerace. Může nastat akcelerace translační obvykle způsobující fokální poranění nebo akcelerace rotační zapříčiňující prakticky všechny typy poranění vyjma fraktury a epidurálního hematomu. Všechno napětí se odehrává uvnitř mozku nebo mezi mozkem a kalvou. Záleží na délce doby působení akceleračního mechanismu. U dlouhodobých akcelerací se síly šíří hlouběji do mozkové tkáně za vzniku různých typů difúzních axonálních poranění. Pokud akcelerace působí jen krátkodobě, tak napětí působí zejména na povrchu mozku a způsobuje fokální poranění a subdurální hematom. [53]

2.3.1.4 Primární poranění

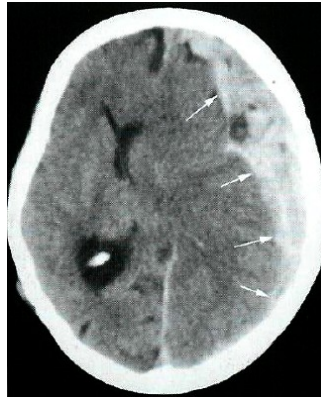
Kontuze mozku je poškození korových struktur a k nim přilehlé bílé hmoty. Vzniká přímým kontaktem gyrů se skeletem nebo durou. Kontuze nejčastěji postihuje přední část temporálního laloku a přední, zevní a dolní část frontálního laloku. V klinickém obraze kontuze je patrný ložiskový nález nebo příznaky s poruchou vědomí. [8] [24] [53]

Difuzní axonální poranění je charakterizováno přerušáním axonů, většinou na rozhraní šedé a bílé hmoty. K přerušování axonů dochází následkem vzniku nebo zabrzdění rotačních sil, což je příčinou stříhových mechanismů na vláknech drah bílé hmoty. Jedná se o velmi těžké poškození mozku vedoucí ke komatózním stavům a vysoké mortalitě. Radikálním dopadem mohou být trhliny na povrchu pontu nebo dokonce i celková pontomedulární separace. Klinickou známkou je nástup komatu ihned po úraze. [8] [24] [53]

Při *poranění bazálních ganglií a mozkového kmene* dochází ke vzniku drobné petechiální hemoragie podmíněné rupturami malých větví, ke kterým dochází stříhovým mechanismem během úrazu. V zadním a laterálním úseku kmene může také vznikat pohmožděnina přímým nárazem volného okraje tentoria v incisurě. [8]

Traumatické hemoragie zahrnují čtyři druhy hematomů. *Traumatický intracerebrální hematom* vzniká porušením penetrujících mozkových cév stříhovým mechanismem. Jedná se o hematomy dosahující velikosti až několik cm, které se mohou objevovat i se zpožděním až několika dnů po úraze. Nejčastější formou intrakraniálního extracerebrálního posttraumatického krvácení je *subdurální hematom* (Obrázek 3) nacházející se mezi dura mater a arachnoideou. Zdrojem krvácení může být ruptura přemostujících žil nebo i ruptury kortikálních a subkortikálních žil. Subdurální hematom není ohraničen lebečními švy a rozlévá se podél kalvy. Jako akutní se považuje hematoma manifestovaný do 2–3 dnů po vzniku. Klinicky se projevuje ztrátou vědomí nebo neurologickými příznaky podmíněnými expanzivním chováním. Dalším typem extracerebrálního krvácení je *epidurální hematoma* (Obrázek 4), který vzniká krvácením mezi lamina interna skeletu kalvy a dura mater, což je prostor, který za fyziologických okolností není vytvořen. Jeho tvar připomíná bikonvexní čočku. Příčinou krvácení je obvykle poranění meningeální tepny nebo durálního splavu, což má za následek velmi dramatický průběh epidurálního krvácení vyžadující akutní chirurgický zákrok. Čtvrtým typem je *subarachnoidální traumatická hemoragie*, ke které dochází poraněním žil probíhajícími subarachnoidálním prostorem nebo krvácením z povrchu mozku při jeho kontuzi. Téměř vždy bývá spojeno s jinými traumaty, nejčastěji s kontuzemi a subdurálním hematomem. [8] [24] [53]

Poranění mozkových tepen a žil jsou u traumat vzácná, ale velmi závažná. Vznikají různými mechanismy. U lézí velkých mozkových tepen a žilních splavů se jedná o posuny kostěných fragmentů při střelných a tříštivých penetrujících poraněních. Při fraktuře lebky v místě žilních splavů může dojít k porušení jejich stěn a k vývoji epidurálního hematomu. K poranění vertebrálních tepen dochází při hyperextenzi nebo rotaci během traumatu. Léze cév se klinicky často projevují až se zpožděním. [8] [24]



Obrázek 3: Akutní subdurální hematom s hypodenzním centrem, aktivní krvácení. [16]



Obrázek 4: vlevo – temporální epidurální hematom; vpravo – parietální epidurální hematom. [16]

2.3.1.5 Sekundární poranění

Edém mozku je charakterizován zvýšeným nahromaděním vody a natria v mozkové tkáni. *Vazogenní edém* je běžně lokalizován v okolí každého traumatického ložiska, kde byla poškozena cévně-mozková bariéra. Porušení cévní autoregulace může vést k hyperémii mozku s následným edémem postihující celý mozek. Fokální formy edému se projevují v okolí primárních lézí, zejména v bílé hmotě, jedná se o tzv. *kolaterální edém* (Obrázek 5). Difuzní edém mozku patří k nejčastějším příčinám smrti. Objevuje se většinou až za 24–48 hodin po úraze. [8] [24]

Herniace mozku patří mezi nejčastější posttraumatické změny způsobené mechanickým posunem mozku, mozkových komor a cév z jedné oblasti do jiné. Jejich důsledkem je ischemizace tkáně při snížené průchodnosti důležitých tepen a žil nebo ruptury drobných perforujících arterií. Herniace mozku má několik typů – subfalxové, transsfenoidální, unkální, incisurální (descendentní a ascendentní) a transkraniální. Nejčastější je *herniace subfalxová*, ke které dochází při expanzi v čelním laloku podsunutím jeho mediální části pod volný okraj falxu ležící na opačné straně, a *herniace unkální*, která je podmíněna velkým expandujícím ložiskem v temporálním laloku a může vést až k prolapsu tohoto laloku do zadní jámy lební. [8] [24]

Subdurální hygrom vzniká při poranění nebo natržení arachnoidei, což způsobí kolekci likvoru v subdurálním prostoru. Obvykle se objevuje po několika dnech až týdnech po úrazu. [24]

Posttraumatická likvorea vzniká při poranění skeletu a dura mater v oblasti etmoidálních, sfenoidálních nebo frontálních sinů. Může se objevit ihned po úrazu nebo s delším odstupem času. Mezi projevy patří výtok mozkomíšního moku z dutiny nosní. Jedná se o čirou tekutinu v množství několika kapek za den až po masivní likvoreu. [8] [53]

Pneumocefalus je přítomnost vzduchu intrakraniálně, vzniká komunikací se zevním prostředím. Při úrazu dochází nejprve k přetlaku a poškození kosti a dura mater a poté k podtlaku a tím dochází k nasávání vzduchu. Vzduch se z intrakraniálních prostorů postupně resorbuje v období do 7–10 dní. [8] [24] [53]

Posttraumatická intrakraniální infekce může být vyvolána při jakémkoliv penetrujícím poranění. Kranionazální komunikace nebo cizí těleso, které vniklo intrakraniálně, poskytují ideální podmínky pro vznik infekce s tvorbou abscesů, epidurálních a subdurálních empyému nebo posttraumatické meningitidy. [8] [53]

Posttraumatický hydrocefalus může vznikat jako následek nitrokomorového nebo subarachnoidálního krváčení. *Obstrukční hydrocefalus* je podmíněn zablokováním likvorových cest krevní sraženinou. *Komunikující hydrocefalus* vzniká porušením resorpčních ploch na povrchu mozku. Podrobný popis je uveden dále v sekci 2.3.6. [8]

Posttraumatická atrofie mozku patří mezi časté pozdní následky poranění lebky. Dochází k difuzní mozkové atrofii s rozšířením komor a subarachnoidálních prostorů. Ke vzniku difuzní atrofie ve většině případů přispívá hypoxie probíhající během traumatu. [8]

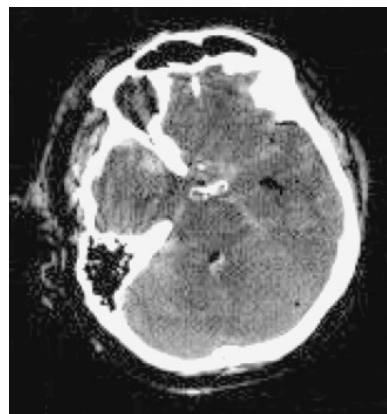
Penetrující poranění, při němž dochází ke komunikaci zevního prostředí s lebeční dutinou, vzniká porušením celistvosti kůže, kosti a dura mater. Podle mechanismu vzniku se rozlišují tři druhy trauma. *Bodná poranění* jsou způsobena průnikem bodného nástroje (šíp, hřebík, nůž) v místech přirozeného zeslabení kosti – v oblasti očnice, kosti spánkové a vedlejších dutin nosních. Pokud nástroj zasáhne hlavový nerv, okamžitě dochází k poruše funkce. *Sečná poranění* bývají zapříčiněna sekerou, mačetou nebo např. cirkulárkou. Při silném úderu mohou být poškozeny i hlouběji uložené struktury lebky a může dojít k vykrvácení. Broky, hřeby, střepiny, různé druhy projektilů jsou původci *střelných poranění* (Obrázek 6), kde se rozsah zranění odvíjí od rychlosti střelné částice, jejího tvaru a hmotnosti. [53]

Zlomeniny kalvy a baze lební se podle místa a velikosti plochy působení dělí na několik typů. *Lineární fraktura (fisura)* vzniká přerušением celistvosti kostí a projevuje se bolestivostí v místě poranění a zduřením měkkýchпокryvek lebky nad fisurou. *Traumatická diastáza švů* způsobuje rozšíření sutur a v okolní kosti může navazovat na fisuru. *Rostoucí fraktura* se vyskytuje zejména v dětském věku a její vznik je podmíněn trhlinou v duře v místě defektu. Okraje fraktury se od sebe postupně vzdalují působením tlaku a pulzací likvoru a současně se vytváří likvorem vyplněné leptomeningeální cysty. Působením velké síly na malou plochu vzniká *vpáčená (impresivní) zlomenina*, při níž dochází k odlomení fragmentů a jejich dislokaci intra- nebo extrakraniálně. Dislokace často vedou k poškození dura, žilních splavů i mozku. *Fraktury frontálního sinu* bývají způsobené úderem loktu či pěsti do obličeje nebo nárazem na volant. Operační zákrok se vyžaduje jen v případě, že zlomenina způsobila kosmetický defekt. *Fraktury baze lební* vznikají úderem na kalvu, kosti obličeje nebo stlačením lebky. Průběh lomné linie může poškodit nervy nebo cévy procházející

otvory v bazi lebeční a podélné fraktury mohou přivodit poranění zevního zvukovodu, bubínku nebo tegmen tympani. Fraktura baze lební může vést k hematomu, ke vzniku likvorey nebo vstupu infekce do nitrolebeční dutiny. [8] [53]



Obrázek 5: Kolaterální (fokální) edém mozku. [24]



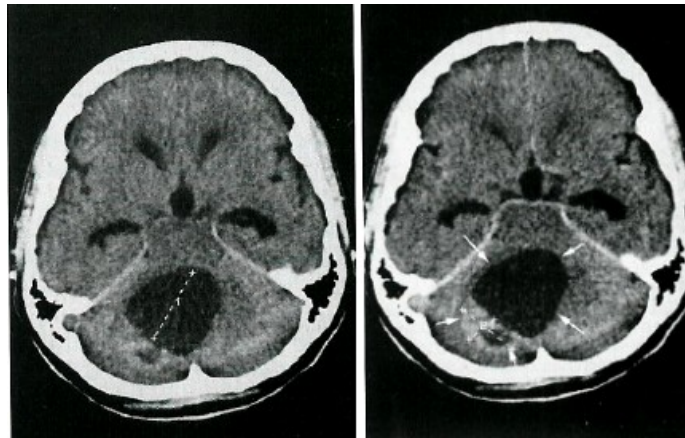
Obrázek 6: Průstřel lebky. Místo vstřelu je v pravé temporální krajině. [24]

2.3.2 Nádory mozku

Intrakraniální nádory patří k relativně dobře diagnostikovatelným chorobám s většinou jasným klinickým obrazem. Podle histologické struktury představující tzv. typing se nádory dělí podle WHO klasifikace na nádory neuroepiteliální (*astrocytom* – Obrázek 7, *oligodendrogliom*, *ependyom*, *nádory z chorioidálního plexu*, *neuronální*, *embryonální*), nádory mozkomíšních nervů (*neurinom*, *neurofibrom*), nádory meningeální, lymfomy, nádory germinativní, nádory sellární oblasti, cysty a pseudotumorózní léze, nádory šířící se z okolí a metastázy. [8] [16]

Pro diagnostiku nádorů je významné dělení na extraaxiální nádory vycházející z mozkomíšních nervů a obalů a na intraaxiální vycházející přímo z mozkové tkáně. [8] [16]

Rozsah nádorového postižení v mozku udává tzv. staging. Na základě histologické struktury a cytomorfologických známek aktivity růstu se stanovuje tzv. grading rozlišující se do 4 stupňů od benigních po maligní nádory. [16]



Obrázek 7: Pilocytický astrocytom mozečku; vlevo – vyšetření CT nativně; vpravo – vyšetření CT postkontrastně. [16]

2.3.3 Zánětlivá onemocnění mozku

Intrakraniální zánětlivá onemocnění mohou postihovat mozkové pleny nebo mozek a to buď izolovaně, kombinovaně, nebo zapříčiňují hromadění hnisu v extracerebrálních prostorách v podobě empyému. Agens vyvolávající infekce bývají v převaze bakteriální, virové, protozoální, plísňové, kvasinkové nebo i toxické. Infekce se může z periferie do nitrolebních prostorů šířit několika cestami – hematogenní cestou meningokoky, přímým přestupem ze sousedních orgánů, při penetrujícím poranění nebo při intrakraniálních intervenčních výkonech. [8] [24]

Intrakraniální infekční onemocnění lze rozdělit na difúzní postižení (meningitida, meningoencefalitida, encefalitida), fokální postižení (cerebritida, absces, granulom, parazitární cysty), ventrikulitidy, tromboflebitidy a empyémy. [8]

Meningitida neboli zánět mozkových obalů je nejčastější forma zánětu CNS vzhledem k slabé rezistenci mozkových obalů vůči infekci a díky likvoru jako vhodného média pro šíření infekce. [8] [24]

Encefalitida je nebakteriální zánětlivé onemocnění mozku, nejčastěji způsobené virem herpes simplex (Obrázek 8). [8] [24]

Cerebritida je zánětlivé fokální ložisko v mozkové tkáni způsobené bakteriemi tvořící předstupeň mozkového abscesu. *Absces* se postupně vyvíjí ve 4 fázích – akutní cerebritida, pozdní cerebritida, časný absces a vytvořený absces. Nejčastějšími původci mozkového abscesu jsou streptokoky a stafylokoky. [8] [24]

Ventrikulitida je zánětlivé onemocnění ependymu, který vystýlá mozkové komory. Zánět se v komorovém systému projevuje zesílením ependymu, vznikem obstrukčního hydrocefalu a adhezí, které vytváří překážku pro cirkulaci likvoru. Nejčastěji se infekce do komor dostává při chirurgickém zákroku. [8] [24]

Empyémem se rozumí nashromáždění hnisu v subdurálním nebo epidurálním prostoru. Ve většině případů vzniká jako komplikace zánětů okolních struktur, jako komplikace operace nebo po penetrujícím poranění. U empyému je nutný akutní chirurgický zákrok. [8] [24]



Obrázek 8: Herpetická encefalitida typ I. na vyšetření CT. [16]

2.3.4 Onemocnění bílé hmoty

Onemocnění bílé hmoty se dělí na onemocnění vrozená (dysmyelinizace) a získaná (demyelinizace). *Dysmyelinizační onemocnění* je porucha syntézy nebo metabolismu myelinu způsobené poruchou enzymatických řetězců. Jedná se o poměrně vzácné onemocnění projevující se symetrickým a difúzním poškozením bílé hmoty. [8]

Častěji se lze setkat s *demyelinizačním onemocněním*, kde se také jedná o destrukci přirozeného myelinu. Mezi zástupce zánětlivé neinfekční demyelinizace patří *roztroušená skleróza mozkomíšní (sclerosis multiplex* – Obrázek 9), pro kterou je charakteristické střídání asymptomatických a relapsových stádií. Prvotními příznaky mohou být poruchy čítí, hybnosti, zraku nebo parestzie, ale někdy se může jednat i o příznaky atypické např. epilepsie. [8]

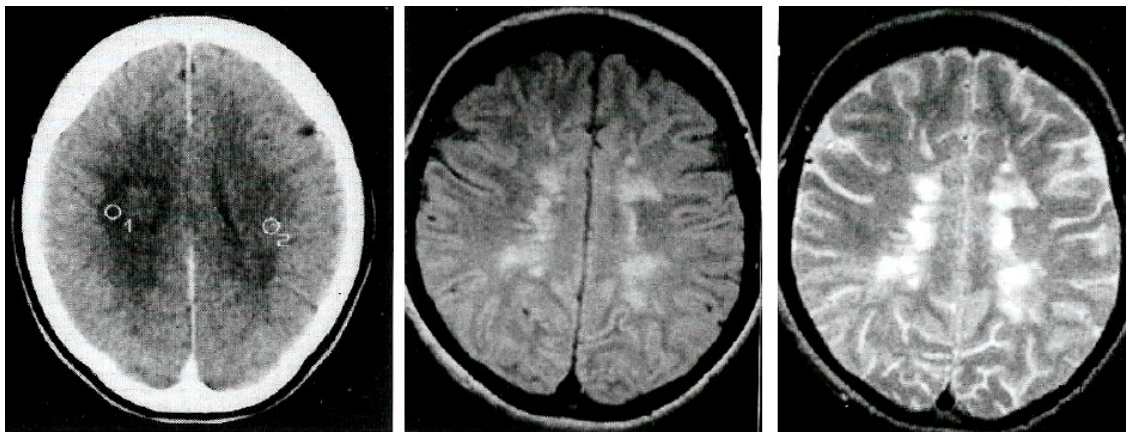
Do skupiny zánětlivé infekční demyelinizace patří onemocnění zapříčiněné infekčním agens poškozující přímo oligodendrocyty nebo myelin, nebo imunitní reakce, které jsou původně namířené proti cizímu mikroorganismu. Patří sem onemocnění jako *akutní diseminovaná a transverzální encefalomyelitida, borelióza, subakutní sklerozující panencefalitida, progresivní multifokální leukoencefalopatie a subakutní HIV encefalitida*. [8]

Toxicko-metabolická demyelinizace představuje poškození bílé hmoty způsobené narušením homeostázy organismu nebo toxickým působením exogenních látek např. průmyslových chemických produktů nebo léčiv (jako cytostatika, imunosupresiva nebo intravenózní narkotika). Onemocnění patřící do té skupiny jsou *centrální pontinní myelinolýza, extrapontinní myelinolýza, Wernickeho encefalopatie a Marchiafava-Bignamiho choroba*. [8]

Hypoxicko-ischemická demyelinizace je způsobená patologickou změnou, která bílou hmotu poškozují neselektivně, tedy zároveň např. s šedou hmotou. Každá ischemická změna v bílé hmotě vede k nedostatečné tvorbě a údržbě myelinu. Do této skupiny patří onemocnění jako *periventrikulární*

leukomalacie, ischemie hluboké bílé hmoty, hyperlipoproteinemie, hypertenzní nemoc nebo diabetes. [8]

Poškození bílé hmoty způsobené ionizujícím zářením je zařazeno do skupiny traumatické demyelinizace, při níž dochází k poškození endotelu doprovázející narušení hematoencefalické bariéry, ischemické změny a přímé poškození neuroglií. Typickým představitelem je *difuzní axonální poranění*, což je multifokální poškození bílé hmoty spojené s mechanickým poškozením integrity axonů. Difuzní axonální poranění vzniká střihovým mechanismem u těžkých zavřených kraniocerebrálních traumat a ve většině případů je spojené s dlouhodobým bezvědomím. [8]



Obrázek 9: Roztroušená skleróza, chronická forma; vlevo – postkontrastní vyšetření hypotenzního ložiska v periventrikulární bílé hmotě bez nasycení; střed – protodenzitní obraz MR s typickým nálezem demyelinizace; vpravo – T2 vážený obraz MR. [16]

2.3.5 Degenerativní onemocnění mozku

Atrofie mozku a mozečku je ireverzibilní postižení podmíněné redukcí objemu korových struktur, bílé hmoty a bazálních ganglií. Degenerativních onemocnění existuje nepřehledné množství, proto jsou zde uvedeny jen ty, které jsou prokazatelné zobrazovacími metodami. [8]

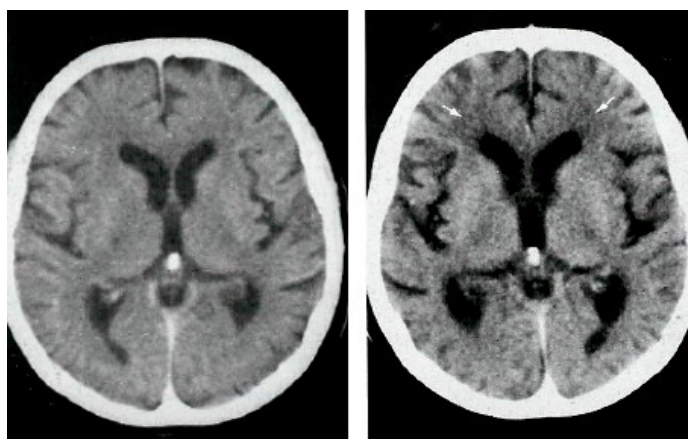
Mezi degenerativní onemocnění spojené s demencí patří *Alzheimerova choroba* (Obrázek 10), která je nejčastějším onemocněním mozku této řady. U této nemoci je prokázána porucha metabolismu mozkových proteinů, postižení kortikálních a meningeálních cév amyloidovou angiopatií, redukce mozkové hmoty a zvětšení objemu likvorových prostorů. Dochází ke ztrátě paměti se současnou poruchou kognitivních, vegetativních a dalších funkcí. Dále do této skupiny patří *Pickova choroba* a *vaskulární demence*. [8]

Do skupiny degenerativních onemocnění bazálních ganglií se řadí *Wilsonova choroba* charakterizována depozity mědi v játrech, mozku a dalších tkáních, *Huntingtonova chorea* postihující nemocné atetoidními pohyby a těžkými poruchami paměti. Dále sem patří *Hallervordenův-Spatzův syndrom*, *mitochondriální encefalomyopatie*, *Leighův syndrom*, *Menkesova choroba*, *Alpersův syndrom*, skupina chorob zvaná *thesaurismózy* a další choroby. [8]

Degenerativní onemocnění motorického systému zahrnuje onemocnění zvané *amyotrofická laterální skleróza*, které je podmíněno degenerativními změnami motorických neuronů při atrofii předních rohů míšních a *Walleriánská degenerace*, k níž dochází poškozením nervové buňky. [8]

Další skupinu tvoří pouze jediný zástupce – *Parkinsonova choroba*. Podobné klinické syndromy lze pozorovat u dalších chorob – *striatonigrální degenerace*, *Shyova-Dragerova onemocnění*, *supranukleární obrna*, *Steelův-Richardsonův-Olszewského syndrom*. [8]

Olivopontocerebellární degenerace a *Friedreichova ataxie* jsou degenerativní onemocnění mozečku, kmene a míchy. [8]



Obrázek 10: Alzheimerova choroba; vlevo – žena 56 let; vpravo – žena 58 let. Progrese temporální atrofie oboustranně. Výrazný úbytek intelektu. [16]

2.3.6 Hydrocefalus

Hydrocefalus je popisován jako přebytečné hromadění mozkomíšního moku v nitrolebí. Hromadění mozkomíšního moku vzniká v důsledku přepážky, která narušuje jeho fyziologickou cirkulaci nebo při porušení nepoměru mezi produkcí, koloběhem a resorpcí mozkomíšního oběhu. Při hydrocefalu dochází k dilataci komor. III. a IV. komora může docílit z původně šterbinovitého průřezu až průřezu kruhového. [16] [24]

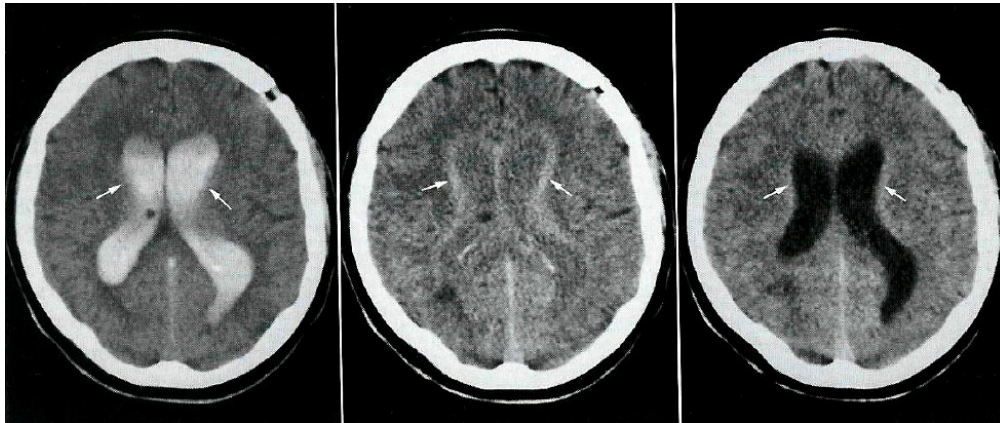
Mezi nejčastější typy hydrocefalu patří:

Obstrukční nebo nekomunikující hydrocefalus vzniká při blokádě cirkulace likvoru komorami nebo obstrukcí krevní sraženinou, nádorem nebo nitrokomorovou cystou. Důvodem k hydrocefalu může být zánětlivá změna, sraženina při nitrokomorovém krvácení nebo blokáce nádorem. [8] [24]

Komunikující hydrocefalus (Obrázek 11) vzniká v důsledku poruchy resorpce moku v subarachnoidálních prostorách. Likvor se za normálních podmínek resorbuje v arachnoidálních granulacích, které mohou být poškozeny při meningitidě, subarachnoidálním krvácením, při trombóze žilních splavů nebo při meningeální karcinomatóze. [8] [24]

Zevní hydrocefalus je nejčastěji přítomen u kojenců. Mezi základní projevy patří rozšířené subarachnoideální prostory a nadměrný růst hlavičky. V dospělosti může vzniknout po úrazech hlavy. [24]

Normotenzní hydrocefalus patří mezi hydrocefalus komunikující s rozšířeným komorovým systémem vyskytující se u osob vyšších věkových kategorií. Tento stav je charakterizován triádou – nestabilita při chůzi, demence a močová inkontinence. Nemocní mají normální intraventrikulární tlak, ale v anamnéze lze ve většině případů najít subarachnoidální krvácení nebo meningitidu. [8] [24]



Obrázek 11: Komunikující hydrocefalus, CT cisternografie; vlevo – 6 hodin od aplikace kontrastní látky, postranní komory jsou homogenně naplněny; střed – po 12 hodinách, subependymální inhibice kontrastní látkou; vpravo – po 24 hodinách, kontrastní látka je zcela vstřebána. [16]

2.3.7 Cévní mozkové příhody

Cévní mozkové příhody jsou náhle vzniklé neurologické deficity na základě cerebrovaskulárního onemocnění. Mohou vznikat ze čtyř příčin – mozková ischemie, netraumatické intracerebrální a subarachnoidální krvácení a venózní okluze. Klinické projevy mohou být různé, od drobných ischemických příhod až po těžké stavy s bezvědomím, které mohou končit smrtí. [24]

Ischemie neboli mozkový infarkt je vymezen jako ireverzibilní poškození mozkové tkáně. K ischemii dochází v případě, že mozková tkáň přestane být zásobena dostatečným množstvím kyslíku. *Ateroskleróza* je nejčastější původce stenóz a uzávěrů mozkových tepen. Stenózy jsou většinou lokalizovány v bifurkaci tepen. *Lakunární infarkty* jsou definovány jako malé ischemické nekrózy vznikající uzávěrem drobných arteriol. [8] [24]

Netraumatické intracerebrální krvácení může mít různé příčiny, mezi ty nejčastější patří ruptury drobných perforujících arterií způsobující *hypertenzní krvácení*, ke kterému dochází ve většině případů v bazálních gangliích. Jedná se o krvácení s vysokou mortalitou. [8] [24]

Příčinou *subarachnoidálního krvácení netraumatického původu* je arteriovenózní malformace nebo ruptura tepenného aneuryzmatu. Aneuryzmata intrakraniálních tepen (Obrázek 12) jsou uložena v bifurkaci tepen, které jsou lokalizována v subarachnoideálním prostoru, tudíž při jejich ruptuře dochází k subarachnoidální hemoragii. [8] [24]

Venózní okluze neboli uzávěr mozkových žilních splavů je obtížně diagnostikovatelný stav, protože jeho symptomy jsou nespecifické. Zvětšující se trombus postupně uzavírá celý žilní splav, což vede k venózním infarktům. [24]



Obrázek 12: Angiografie potvrzující přítomnost aneuryzmatu arteria carotis interna; vlevo – boční projekce; vpravo – obraz z rotační DSA nejpřesněji znázorňující aneuryzma, jeho krček i odstup z tepny. [24]

3 ZOBRAZOVACÍ METODY V NEURORADIOLOGII

Pro vyšetření jakékoli poruchy mozku má medicína v rukou několik vyšetřovacích metod. Poruchy mozku mohou být dvojího typu. Funkční porucha mozku, která je způsobena změnou jeho funkčnosti, nebo změna struktury mozku s následnou poruchou funkce (např. hemoragie, nádory, záněty). Ve druhém případě je nutné mozek zobrazit. [44]

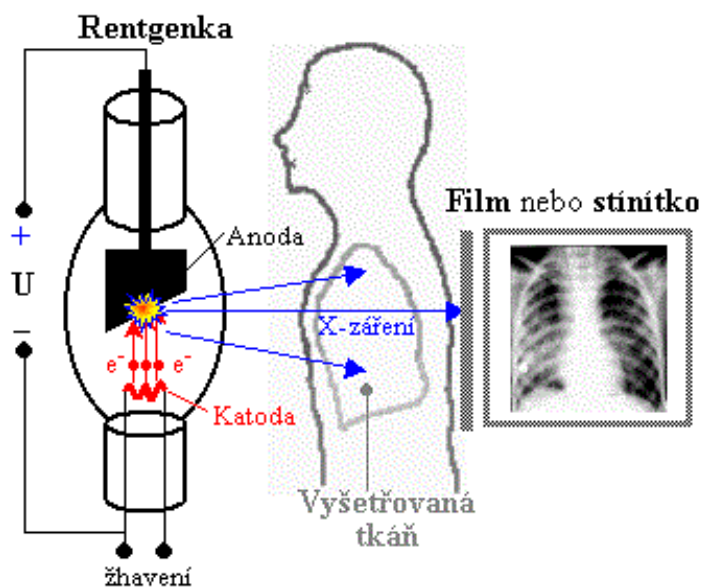
Mezi vyšetření pro strukturu mozku se řadí CT, MR, CT angiografie, ultrasonografie a skiografie. Pro funkční vyšetření mozku se používají metody jako EEG, PET nebo funkční MR. [44]

3.1 Skiografie

Skiografie je statická zobrazovací metoda využívající rentgenové záření. X-záření vzniká v rentgenové elektronce, prochází vyšetřovanou tkání, kde se částečně absorbuje v závislosti na tloušťce a hustotě tkáně. Zbylé X-záření prošlé vyšetřovanou tkání dopadne na fotografický film, který obsahuje halogenidy stříbra (bromid stříbrný). Fotochemickou reakcí dojde ve filmu k uvolnění stříbra, čímž vznikne latentní obraz, který je ve vývojce zviditelněn pomocí částecek koloidního stříbra. Výsledný rentgenový (dále v textu jen "rtg") snímek představuje hustotu tkáně. Měkké tkáně, které mají nízkou denzitu, mají zároveň nižší absorpci X-záření a výsledkem je vysoce zčernaný obraz. Oblasti s vysokou hustotou (kosti) mají větší absorpci X-záření, proto jsou na výsledném snímku zobrazeny světle. [61]

Filmy pro rtg snímání mají silnější vrstvu emulze se zvýšeným obsahem halogenidů stříbra. Citlivost filmů pro X-záření je poměrně nízká, což je upraveno předřazením zesilovací luminiscenční fólie k filmu. Dojde tak ke zvýšení citlivosti filmu a zároveň k redukci potřebného množství X-záření a radiační dávky pacientovi. Během snímání je film uložen ve světlotěsné kazetě, z níž se v temné komoře vyjme a vyvolá. [61]

K vyvolání filmu je potřeba speciální koncentrované vývojky poskytující zčernání filmu a vysoký kontrast. Celý proces vyvolání, ustálení a sušení probíhá ve vyvolávacích automatech, což je v současné době ve většině zařízení nahrazeno moderním elektronickým snímáním a digitalizací rtg obrazů. [61]

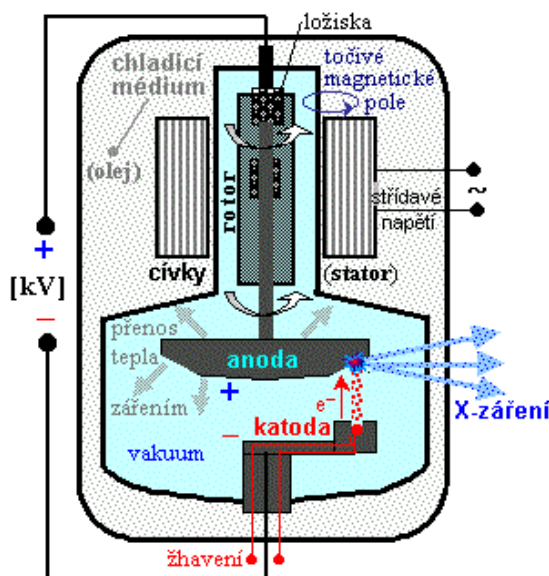


Obrázek 13: Základní princip rentgenového zobrazení. [61]

3.1.1 Rentgenka

Rentgenka je vakuová elektronka, která je zdrojem X-záření pro rtg zobrazení. Jedná se o klasickou diodu, která je zapojena do obvodu s vysokým napětím. Žhavená katoda vyzařuje elektrony, které jsou přitahovány k anodě. Před dopadem na anodu jsou elektrony vysoce urychlovány silným elektrickým polem. Po dopadu elektronů na anodu dojde k jejich prudkému zabrzdění a jejich kinetická energie se přemění na X-záření (elektromagnetické záření) dvojího typu. [61]

- 1) *Brzdné záření*, které vzniká v důsledku Maxwellovy zákonitosti elektrodynamiky, ze které plyne, že při každém zrychleném pohybu elektrického náboje dochází k vyzařování elektromagnetických vln. [61]
- 2) *Charakteristické X-záření* s čárovým spektrem, které má energii závislou na materiálu anody (nejčastěji používaný wolfram s píky 59.3 + 67.2 keV). [61]



Obrázek 14: Rentgenka s excentrickou katodou a s anodou rotující uvnitř vakuové trubice. [61]

3.1.2 Elektronické zobrazovací detektory X-záření

Původní fotografické filmy jsou už dnes nahrazovány elektronickými zobrazovacími detektory. Jejich přínosem je lepší detekční citlivost a široké spektrum možností počítačového zpracování obrazů (digitalizace). [61]

- 1) *Zesilovač obrazu* je vakuová elektronka se vstupním a výstupním okénkem. Zevnitř vstupního okénka je vrstva scintilátoru a pod ní kovová vrstva fotokatody. X-záření, které dopadne na vstupní scintilační vrstvu, na ní vyvolá světelné záblesky. Fotoefektem dochází k emisi elektronů z fotokatody, které jsou přitahovány prstencovitými urychlovacími a fokusačními elektrodami s vysokým kladným napětím. [61]
- 2) *Flat-panely* jsou moderní a dokonalejší elektronické zobrazovací detektory poskytující signály pro přímý digitální rentgenový obraz. Flat-panel je složen z velkého počtu pixelů sestavených do obrazové matice. Každý z pixelů má specifický elektrický signál úměrný počtu fotonů rentgenového záření dopadající na určité místo flat-panelu. [61]

3.1.3 Rtg vyšetření

Při vyšetření bývá obvykle vzdálenost mezi rentgenkou a filmem 100 cm. Vyšetření se provádí ve dvou projekcích. Při *frontální (předozadní) projekci* pacient leží na zádech, orbitomeatální rovina by měla být kolmá na rovinu stolu a paprsek záření je vycentrován na glabelu (kranio-metrický bod na kosti čelní nad kořenem nosu). Dobře zobrazuje anatomii obličejových a frontálních struktur kalvy. Při

snímkování v *laterální (boční) projekci* pacient leží buď na břiše, nebo na zádech a sagitální rovina je souběžná s rovinou filmu. Laterální projekce je vhodná pro zobrazení klenby a baze lební. [8] [53]

U rtg vyšetření je možné využít speciálních projekcí:

- *Reyova projekce* pro zobrazení nervus opticus. [53]
- *Bazální (submentovertikální) projekce* pro zobrazení maxilární dutiny, zygomatických oblouků nebo foramen ovale, jugulare a spinosum. [53]
- *Tangenciální projekce* při impresivních frakturách kalvy k určení hloubky imprese. V tomto případě je vhodnější CT vyšetření, které navíc specifikuje stav mozkové tkáně pod frakturou. [53]
- *Projekce dle Stenverse* s rotací hlavy 45° od předozadní linie. Používá se k zobrazení skalní kosti s hrotem pyramidy, struktury vnitřního ucha a vnitřního zvukovodu. [8]
- *Schüllerova projekce* je projekce boční se sklonem paprsku 30° kaudálním směrem. Slouží k lepšímu zobrazení středouší a zhodnocení výskytu pneumatizace processus mastoideus. [8]

3.1.4 Klinické použití skiografie v diagnostice poranění a onemocnění lebky

Rtg vyšetření je indikováno pro zjištění fraktur lebky po poranění hlavy. Vyšetření může být realizováno jen u pacientů při plném vědomí. V případě potvrzení fraktury lebky by pacient měl být během následujících 24 hodin vyšetřen na CT. [53]

Skiografie odhalí fraktury baze lebeční, kalvy, obličejového skeletu a jejich vzájemný vztah ke strukturám v okolí. [53]

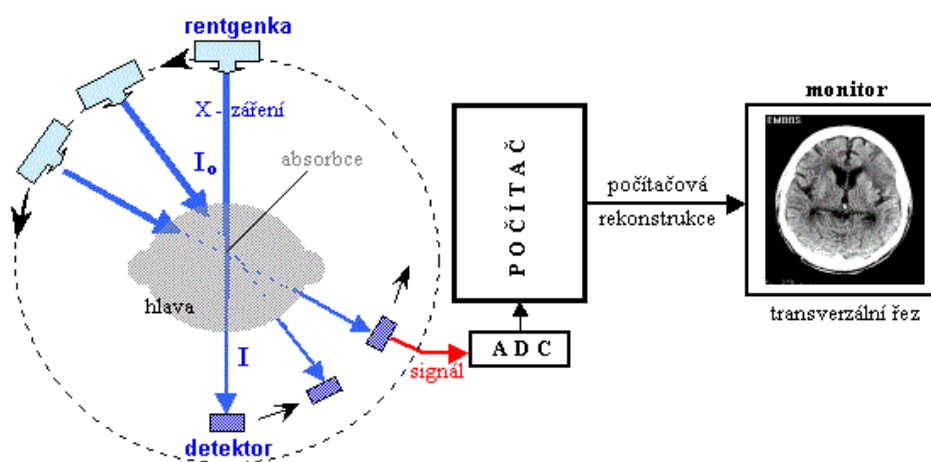
3.2 Výpočetní tomografie (CT)

Výpočetní neboli počítačová tomografie je neinvazivní zobrazovací metoda produkující snímky jednotlivých vrstev v rovině kolmé na podélnou osu těla. Jedná se o metodu používající rentgenové záření. Vznikla postupným vývojem na základě počítačového (digitálního) zpracování dat, které byly získány při tomografickém vyšetření. Metoda CT slouží k zobrazení měkkých tkání. [14] [44]

3.2.1 Stručný popis principu CT

Na tvorbě tomogramu (vrstvý snímek) má hlavní účast rentgenka a kazeta s filmem, které protichůdně rotují kolem vyšetřované oblasti pacienta. Základní princip zobrazování výpočetní tomografie je založen na soustavě detektorů měřící úbytek záření, který je pohlcený prostředím mezi rentgenkou a detektorem – *denzitometrický princip*. Následnou Fourierovou transformací se zjistí prošlé záření v jednotlivých bodech zachycené pomocí detektorů a z těchto číselných hodnot se rekonstruuje dvourozměrná síť čtverečků – *matrix* (matice). V každé z matic je plocha CT řezu tvořena čtvercovými prvky – *pixels*. [14] [16]

Absorpční koeficienty pro jednotlivé objemy tkání – *voxely*, jsou definovány denzitními jednotkami *Hounsfieldovy stupnice*, jejíž jednotku nazýváme Hounsfieldova jednotka – HU. Hodnota denzity udává stupeň absorpce v jednotlivých tkáních ve spojitosti s absorpcí rentgenového záření ve vodě. Na stupnici jsou definovány dvě základní hodnoty 0 HU pro hodnotu denzity vody a –1000 HU pro denzitu vzduchu. K vypočteným absorpčním koeficientům jsou přiřazeny odpovídající stupně šedi zobrazující rozdíly v denzitě jednotlivých bodů. Pro kvalitní zobrazení jednotlivých tkání se používá tzv. *okénko*. Podle toho jaké struktury těla chceme zobrazit, se nastaví střed okénka na absorpční hodnotu, která bude odpovídat vyšetřované oblasti, a šíři okénka nastavenou na předpokládanou maximální a minimální denzitu tkáně v dané oblasti zájmu. Struktury s hodnotou denzity nad horní mezí okénka se zobrazí bíle a pod dolní mezí budou zobrazeny černě. [14] [16]



Obrázek 15: Základní princip rentgenové počítačové tomografie. [61]

3.2.2 Rozdělení CT zařízení podle způsobu skenování

V současné době je nejpoužívanějším typem CT přístroj třetí generace pracující na principu rotačně – rotačních pohybů. Detektory jsou rozloženy v gantry, které rotují s rentgenkou po celém obvodu kruhu kolem vyšetřovaného pacienta. [14]

Při vyšetření mozku se používají tři základní způsoby skenování výpočetní tomografie:

- 1) *Krokové, incrementové vyšetření* je základní vyšetření mozku a je dosud nepřekonatelným způsobem v diagnostice této oblasti. Data jsou zde získávána pro jednotlivé axiální obrazy a následně je rekonstruována vrstva po vrstvě. Vyšetření může být provedeno nativně nebo i po podání kontrastní látky. Volí se rozdílná kolimace pro zadní jámu lební a zbytek hlavy. [16]
- 2) *Helikální (spirální) výpočetní tomografie* snímá celou vyšetřovanou oblast jedinou expozicí. Rentgenka se soustavou detektorů kontinuálně rotuje kolem vyšetřovacího stolu s pacientem, který je plynule zasouván do gantry. Výhodou helikálního vyšetření je podstatné zkrácení

skenovacího času a podání dostačujícího menšího množství kontrastní látky. Helikální vyšetření je indikováno u neklidných nemocných, u polytraumat a v případech, že chceme zobrazit cévy. [14] [16]

- 3) *Dynamické vyšetření* slouží k porovnání změny dané tkáně na stejné úrovni během časového intervalu, který odpovídá periodicitě změn – dynamický děj. Jednotlivé skeny se provádí v odlišných časových intervalech bez pohybu vyšetřovacího stolu. Vyšetření po intravenózním podání kontrastní látky je indikováno k posouzení charakteru a rozsahu mozkové perfuze nebo perfuze patologického útvaru. [16]

3.2.3 Konstrukce výpočetního tomografu

Jednotlivé CT přístroje se od sebe odlišují několika konstrukčními rozdíly, ale základní prvky jsou u všech stejné:

- Zdrojem *primárního záření* je monochromatický svazek produkovaný *rentgenkou*. Svazek záření obsahuje záření s různou vlnovou délkou, je tedy nutno odfiltrovat složky záření s menší energií a velkou vlnovou délkou. Při filtraci vzniká negativní množství tepla, z tohoto důvodu rentgenka využívá chladicího systému. Rentgenka CT zařízení musí být tedy tepelně i mechanicky rezistentní. Primární svazek emitovaný rentgenkou je ihned kolimován pomocí kolimátoru do vějíře na potřebnou šířku svazku záření. Úhel svazku záření je řízen maticí detektorů – detektory lokalizované v krajní poloze zachycují záření, které neprošlo vyšetřovaným pacientem. [14] [16]
- Další důležitou částí je *detektorová soustava* zaznamenávající intenzitu záření prošlou pacientem a přeměňující ji na elektrický analogový signál. V analogově-digitálním převodníku se hrubá analogová data převedou na digitální a dále jsou předložena ke zpracování *obrazovému počítači*, ve kterém probíhá matematické zpracování a korekce. Konečné číselné hodnoty jsou převedeny na hodnoty odstínů šedi. Citlivost detektorů má výrazný vliv na kvalitu výsledného obrazu a na dávku pro vyšetřovaného pacienta. Počet detektorů v soustavě se pohybuje kolem 1024. Pro detekci fotonů mohou být použity plynové detektory nebo scintilační polovodičové detektory s krystaly. Současná CT zařízení využívají pro analogový záznam keramické detektory, které mají sice vysokou cenu, ale umožňují rychle skenování s dostatečnou citlivostí. [14] [16]
- Rentgenka s krytem a chladicím systémem a soustava detektorů je uložena v *gantry*. Gantry je ve své základní poloze kolmá k *desce vyšetřovacího stolu*, ale v určitých případech ji lze v omezeném úhlu sklopit podél horizontální osy. V centru gantry je otvor o průměru 50–70 cm, v jehož vnitřním obvodu je úzká štěrbina pro průchod záření. Do otvoru gantry je zasouvána úložná deska stolu s vyšetřovaným pacientem. [14]

- Obsluha a komunikace s jednotkou CT je zajištěna prostřednictvím *ovládací konzole*, jejímž doplňkem je klávesnice a digitální pero nebo myš. Veškerá komunikace s počítačem může být sledována na monitoru s vysokým rozlišením. [14]



Obrázek 16: Výpočetní tomograf Somatom Definition AS, Siemens. [52]

3.2.4 Postup CT vyšetření

Prvním aspektem provedení CT vyšetření je *zhotovení topogramu*. Jedná se o přehledný orientační snímek, který neslouží k diagnóze, ale ke stanovení oblasti zájmu, k jeho poloze, orientaci a nastavení orientace vrstev. Základní vyšetřovací rovinou je rovina axiální (transverzální), tzn. rovina kolmá na podélnou osu vyšetřovacího stolu. Sklon roviny může být změněn naklopením gantry podél příčné horizontální osy. Nejčastěji se tomu děje u vyšetření mozku a páteře. [14]

Před zahájením vrstevového zobrazování je nutno nastavit *skenovací parametry*. U konvenčního způsobu skenování se jedná o napětí a velikost proudu v rentgence, dobu trvání jednoho skenu, časový interval mezi jednotlivými skeny, tloušťku vrstvy (kolimace) a vzdálenost mezi středy sousedních vrstev (posun stolu). U spirálního vyšetření se kromě předchozích parametrů nastavuje navíc rychlost posunu stolu v průběhu expozice. [14]

Dále se před spuštěním skenování nastavují ještě *obrazové parametry* CT vyšetření, které jsou důležité pro rekonstrukci obrazu. Na rozdíl od skenovacích obrazů je ale možné je měnit i po skončení skenování. Jedná se o následující parametry – velikost zobrazovaného pole, vhodný výpočetní algoritmus pro výstavbu obrazu a nastavení vzdálenosti mezi rekonstruovanými tomogramy. [14]

Pro zvýraznění kontrastu denzity tkání se aplikují vhodné *kontrastní látky* (KL). KL mohou být podávány různými cestami, těmi základními jsou:

- 1) *Perorálním podáním* jsou aplikovány izodenzní KL (voda, karboxymethylcelulóza nebo roztok HP 2000) nebo hyperdenzní KL (jodové nebo baryové KL). [16]

- 2) *Intravaskulární podání* zahrnuje intravenózní podání KL, výjimečně se může jednat i o intraarteriální aplikaci. Podávají se jodové KL vylučující se do vývodových močových cest. [14] [16]
- 3) *Perrektálním podáním* se aplikují hyperdenzní KL (ředěná jodová KL). [16]

Po celém vyšetření CT následuje *zpracování obrazu a zhotovení obrazové dokumentace*. Jedná se o řadu postprocessingových operací, které slouží k upřesnění diagnostické informace. Kvalitu obrazu můžeme zdokonalit vhodnou filtrací, zvětšením obrazu nebo je zde možnost měření vzdáleností a denzity. Obrazová data mohou být dále použita k rekonstrukci *dvourozměrných* (2D) nebo *trojrozměrných* (3D) *obrazů*. Nejčastěji prováděnou 2D technikou je *multiplanární rekonstrukce*, kterou umožňuje získat ze zdrojových dat obraz v jakékoli rovině a případně i na monitoru porovnávat obrazy několika rovin současně. 3D rekonstrukční techniky podávají plastické zobrazení objektu. [14]

3.2.5 CT angiografie (CTA)

CT angiografie je neinvazivní vyšetření k zobrazení cévního řečiště vycházející z helikální výpočetní tomografie. Je zde nutná intravenózní aplikace kontrastní látky pro zvýšení kontrastu cévních struktur. [14] [16] [17]

Aplikací objemu KL vzniká bolus – nárazově podaná KL zvyšující denzitu cévní soustavy. Čím více koncentrovanější KL použijeme, tím strměji stoupá denzita ve vyšetřované cévě. Důležitý je cirkulační čas, což je doba, za kterou se KL z místa aplikace dostane do vyšetřované cévy, proto je nutné správné načasování podání kontrastní látky. [17]

Při CTA se většinou využívají následující postprocessingové rekonstrukce dat:

- 1) *Planární rekonstrukce* slouží k plošnému zobrazení, které je vhodné pro délkové měření. Zahrnuje multiplanární rekonstrukci (MPR), paralelní sady MPR a rekonstrukce zakřivených ploch (CPR). [17]
 - U rekonstrukce *MPR* zvolíme širší vrstvy, čímž dojde k potlačení nebo naopak ke zvýraznění přechodů denzit a míry šumu v zobrazení. [17]
 - Rekonstrukce *CPR* slouží k zobrazení řezu cévou v ploše sledující její proudnici. [17]
- 2) *Prostorová rekonstrukce* slouží k trojrozměrnému zobrazení a je využívána jako navigační pomůcka při detekci patologických změn a k dokumentaci CTA. V současné době se pro prostorové zobrazení cév používá tři typů projekcí – maximum intensity projection (MIP), shaded surface display (SSD) a volume rendering technique (VRT). [17]
 - Rekonstrukcí *MIP* vzniká výsledný obraz projekcí paprsku, který prošel tkání, na virtuálním stínítku. Zobrazuje pouze pixely s nejvyšší naměřenou hodnotou denzity v určitém objemu. [14] [16] [17]

- Rekonstrukce *SSD* prostorově zobrazuje zevní povrch se stínováním. Je zde definován interval denzit pro určitou tkáň. [14] [16]
 - Objemová rekonstrukce *VRT* (Obrázek 17) je zdokonalení objemového trojrozměrného zobrazení. Každá tkáň je nadefinována intervalem denzity a každému intervalu je přidělena odlišná barva. Důležité je zde i nastavení opacity – pohlčení světla tkání. [17]
- 3) *Funkční postprocessing* se používá k hodnocení perfuze orgánů. Musí se použít speciální akvizice dat a vyšetření CTA musí předcházet perfuzní dynamické sériové vyšetření po rychlé aplikaci bolusu kontrastní látky. K hodnocení je využit speciální program pro stanovení perfuzních parametrů. [17]



Obrázek 17: Aneuryzma pravé vnitřní krkavice (VRT rekonstrukce). [17]

3.2.6 Klinické použití CT a CTA při diagnostice mozku

Výpočetní tomografie je indikována při poranění hlavy nebo při jakémkoliv podezření na onemocnění mozku, až na malé výjimky. Rozvoj CT představuje převratnou změnu v diagnostice mozkových traumat a akutních onemocnění v neuroradiologii. Je velice výhodné v akutních fázích kraniocerebrálního poranění (viz kapitola 2.3.1) a v těchto případech se pokládá za metodu volby. Na rozdíl od MR je levnější, rychlejší, dokáže poskytnout dobrou základní informaci pro následný postup terapie a navíc v případech nespolupracujících pacientů nebo pacientů v bezvědomí je CT vyšetření vhodnější z důvodu možných kovových implantátů v těle pacienta. [8] [36] [41] [53]

CT vyšetření bezprostředně po úrazu hlavy je indikováno v následujících případech:

- GCS < 15
- klinické projevy fraktury baze lebeční
- zjištění fraktury kalvy na rtg
- ložiskový neurologický nález
- epileptický záchvat

- podezření na penetrující poranění hlavy
- přetrvávající bolesti hlavy

Při CT vyšetření hlavy bylo v praxi zjištěno, že v akutní fázi po zranění je někdy nutné snímkování opakovat do doby než se objeví případné léze projevující se s časovou prodlevou (např. ložisko kontuze). Výpočetní tomografie je klíčové vyšetření pro přesné zobrazení fraktury baze lebeční a obličejového skeletu nebo při impresivních frakturách kalvy, kde je možné objasnit i stav mozkové tkáně pod frakturou. CT dokáže diagnostikovat všechny druhy traumatických hematomů – při diagnostice intracerebrální hemoragie (viz kapitola 2.3.1.4) je velká úspěšnost CT dána hyperdenzitou čerstvě koagulovaného hematomu, což je způsobeno přítomností proteinové složky hemoglobinu. Je první volbou při penetrujícím poranění (viz kapitola 2.3.1.5), zejména u poranění střelných. Podle CT snímku lze popsat druh a dráhu projektilu, jeho polohu, umožňuje posoudit rozsah poškození měkkých tkání, a zda došlo i k poranění tepen a žil. [8] [24] [41] [53]

Dalším využitím CT vyšetření je u pacientů s neurologickým nálezem a současným podezřením na postižení mozkové tkáně. Při průkazu zánětlivého ložiska je CT ve většině případů negativní a vhodnější je při těchto indikacích vyšetření magnetickou rezonancí. Dále slouží k diagnostice herniace mozku, subdurálního hygromu nebo hydrocefalu. [8] [16] [24]

Pokud je CT vyšetření provedeno na přístroji s moderními parametry a konstrukcí, tak je dobře zřetelný rozdíl mezi šedou a bílou hmotou, což je důležité při diagnostice edému mozku (viz kapitola 2.3.1.5) nebo cévní mozkové příhody (viz kapitola 2.3.7). U cévní mozkové příhody je CT indikováno pro rozlišení její příčiny, zda se jedná o ischemii nebo hemoragii nebo pro posouzení lokalizace a rozsahu postižení. U mozkové ischemie je CT základní zobrazovací metodou, většinou postačí jen nativní vyšetření bez podání KL. Důležité je brát na vědomí, že ischemie se postupně mění v čas. [8] [16] [24]

Při diagnostice intrakraniálních nádorů (viz kapitola 2.3.2) je výpočetní tomografie téměř vždy prvním krokem a v mnohých případech i krokem finálním, je totiž schopna odhalit 90–95 % nádorů. Výjimku tvoří nádory střední čáry, mozkového kmene nebo VIII. hlavového nervu, kde je hlavní vyšetřovací metodou magnetická rezonance. Výhodou CT je možnost prokázání kalcifikace a destrukčních změn na skeletu. CT je vhodné i pro průkaz metastáz, kde se jejich detekce odvíjí od množství podané kontrastní látky. [8] [40]

Vyšetření CT angiografie by mělo následovat až po vykonání nativního CT mozku, aby bylo vyloučeno krvácení při akutních stavech. Perfuzní CT vyšetření je standardní pro posouzení ischemie mozkové tkáně (viz kapitola 2.3.7), léčby a následné sledování jejího účinku. Dále je CTA indikováno k diagnostice intrakraniálních cévních abnormalit (viz kapitola 2.3.7), jako je aneuryzma, cévní spazmy, stenózy, uzávěry tepen a žil a arteriovenózní malformace. Slouží také k zobrazení zdroje akutního subarachnoidálního krvácení nebo k diagnostice pooperačních komplikací (zejména k hodnocení průchodnosti cév a stavu mozkové perfuze). Indikace k CTA vyšetření při diagnostice nádorů (viz kapitola 2.3.2) je jen v případě, že je nádor bohatě cévně zásobován nebo přímo postihuje cévy. [16] [17]

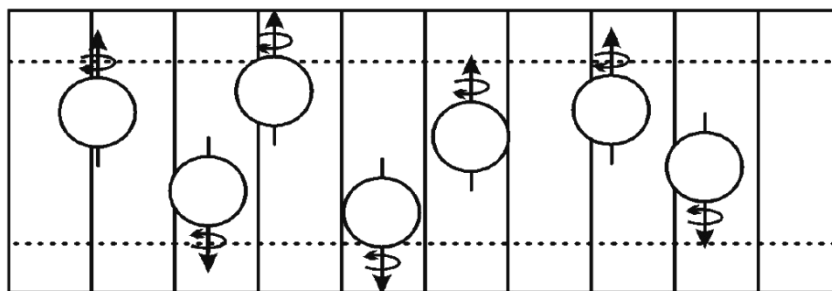
3.3 Magnetická rezonance (MR)

Magnetická rezonance je neinvazivní zobrazovací vyšetřovací metoda, která využívá skutečnosti, že lidské tělo je téměř ze dvou třetin tvořeno vodou. Funguje na základě protonů, které jsou součástí molekuly vody a ta je tvořena dvěma atomy vodíku a jedním atomem kyslíku. Zařízení MR využívá velmi silného magnetického pole, do kterého je pacient uložen, a do jeho těla je vyslán radiofrekvenční impuls. Po přerušení vysílání impulsu je snímán signál, který vytvořily jádra atomů v těle pacienta, signál se změří a použije k rekonstrukci výsledného obrazu. [39] [60]

3.3.1 Stručný popis principu MR

Proton, tvořící jádro vodíku, má kladný náboj a neustále rotuje kolem vlastní osy, což zapříčiňuje v jeho okolí vznik magnetického pole. Tento pohyb se označuje jako tzv. *spin*. Protony nacházející se v silném statickém magnetickém poli magnetu MR uspořádají svoje rotační osy rovnoběžně se siločarami magnetického pole, kolem kterých vykonávají opět rotační pohyb zvaný *precese*. Každý z protonů rotuje s odlišnou fází. *Larmorova frekvence* precesního pohybu závisí na síle magnetického pole a tzv. gyromagnetickém poměru. [39] [63]

V případě, že je orientace magnetického momentu protonu souhlasná s vektorem magnetického pole magnetu MR jedná se o tzv. *uspořádání paralelní*. Počet protonů uspořádaných paralelně o něco málo převyšuje nad protony uspořádanými *antiparalelně* (viz Obrázek 18). Antiparalelní protony vyruší magnetický moment stejného počtu protonů paralelních a malý přebytek paralelně uspořádaných protonů zodpovídá za vznik vlastního magnetického momentu tkáně. Každá tkáň má charakteristickou hustotu zastoupení protonů. Na základě tohoto poznatku se navenek projevují různé velkými magnetickými momenty a dávají tak informaci o svém složení, což je základ pro vytvoření MR obrazu. [63]



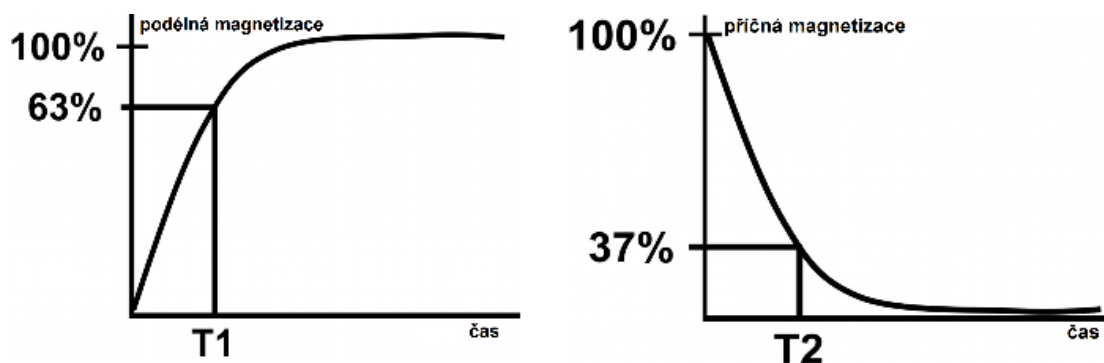
Obrázek 18: Paralelní a antiparalelní postavení protonů vodíku ve statickém magnetickém poli. [39]

Aby bylo možné zjistit velikost vektoru tkáňové magnetizace, musí se jeho protony vychýlit z původní ustálené polohy. Do tkáně je vyslán vysokofrekvenční elektromagnetický impuls, který je nositelem energie se stejnou frekvencí jako je Larmorova frekvence – frekvence precesního pohybu. V tomto případě jsou některé paralelně uspořádané protony schopné absorbovat energii elektromagnetického impulsu a přejít tak do antiparalelního postavení – jev zvaný *rezonance*.

Transverzálním precesním pohybem, který je synchronní, dochází k tzv. příčné magnetizaci a k úbytku výsledného tkáňového vektoru podélné magnetizace s paralelně orientovanými protony. [39] [63]

Jakmile je ukončeno dodávání energie protonům podélná tkáňová magnetizace se vrací zpět do svého původního stavu, tzv. *podélná relaxace*. Jednotlivé protony nemění svoji antiparalelní orientaci na orientaci paralelní najednou, ale postupně v čase, což může být znázorněno graficky – exponenciální křivkou (Obrázek 19). Časová konstanta T1 stanovuje čas, za který podélná tkáňová magnetizace dosáhne 63 % původní velikosti. [39] [63]

Přerušením elektromagnetického impulsu také dochází ke změně precesního pohybu, kdy se jednotlivé protony začnou postupně odchylovat od Larmorovy frekvence a přestanou se pohybovat synchronně, čímž dochází k postupné ztrátě příčné magnetizace, až dojde k jejímu úplnému vymizení. Tzv. *příčný relaxační čas* T2 určuje dobu, za kterou příčná relaxace klesne na 37 % původní hodnoty. Rychlost tohoto děje a jeho velikost závisí na chemické struktuře dané tkáně (Obrázek 19). Obecně se dá říci, že struktury s vysokým obsahem vody mají dlouhé časy T1 i T2, v tukové tkáni jsou oba časy naopak krátké. [39] [63]



Obrázek 19: vlevo - křivka T1 – závislost nárůstu podélné magnetizace v závislosti na čase po vyslání elektromagnetického impulsu; vpravo - křivka T2 – závislost úbytku příčné magnetizace v závislosti na čase po vyslání elektromagnetického impulsu. [63]

Aby bylo možné lokalizovat polohu jednotlivých protonů, tedy i přicházejících signálů, používají se v trojrozměrném prostoru přídatná gradientní magnetická pole. Intenzita tohoto pole roste v podélné ose pacientova těla a příčné tkáňové řezy jsou proto vystaveny různým intenzitám magnetického pole. Gradientní rozdělení magnetického pole specifikuje rovinu řezu i jeho tloušťku. [39] [63]

Mezi nejvíce používané vyšetřovací techniky patří zjišťování T1 a T2 relaxačních časů. Série excitačních elektromagnetických impulsů, které se mezi jednotlivými relaxacemi několikrát opakují, se nazývají sekvence, z čehož je odvozeno vyšetření *spin-echo sekvence (SE)*. Síla podélné magnetizace přímo ovlivňuje magnetizaci příčnou, tedy čím větší bude v daném okamžiku podélná magnetizace, tím bude větší i magnetizace příčná. Je tedy možné změřit rozdíly intenzit signálu v jednotlivých tkáních a diferencovat tak od sebe tkáně s různými relaxačními časy T1 pomocí odlišných odstínů šedi. Tento typ zobrazení se označuje *T1 vážený obraz*. Takové obrazy mají krátkou dobu relaxace i excitace (např. 500 ms/20 ms). [39] [63]

T2 vážený obraz je podmíněn dobou potřebnou k příčné relaxaci. V případě, že tkáně s dlouhým relaxačním časem T1 dosáhnou původní velikosti podélné magnetizace, nebudou v tkáni zřetelné

rozdíly T1 relaxačních časů, ale převáží změny v příčné magnetizaci, čímž můžeme měřit rozdíly v T2 časech. Používá se delší doba relaxace i excitace (2000 ms/15 ms), čímž se dosáhne tkáňových rozdílů v T2 obrazech. [39]

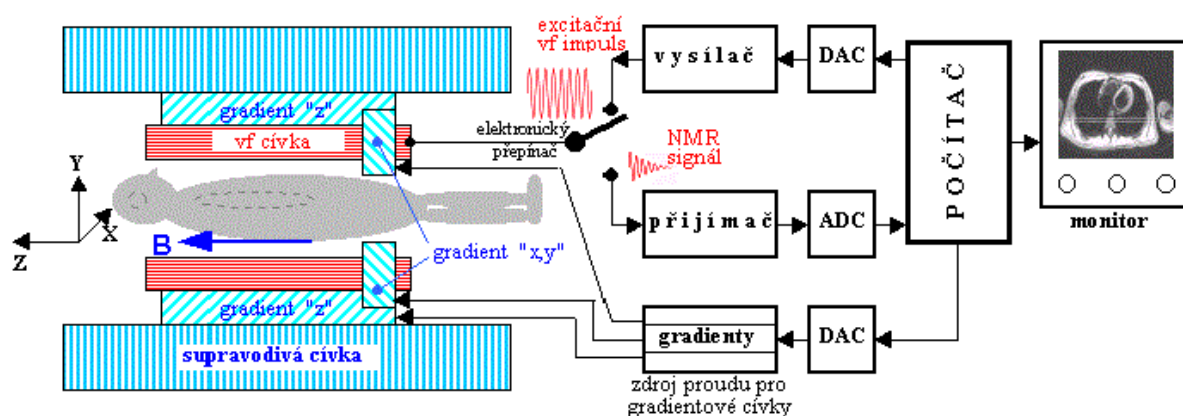
Pokud nastane dlouhý časový interval mezi jednotlivými pulsy označující se *time to repeat (TR)*, kdy již nebudou vyjádřeny rozdíly v T1 vlastnostech tkání a zároveň nastane-li krátká doba *echo času (TE)*, kdy se ještě nestihnou projevit rozdíly v T2 vlastnostech, získáme *obraz vážený podle protonové hustoty*. Tento obraz neodráží T1 ani T2 vlastnosti dané tkáně, ale posuzuje poměr zastoupení protonů v jednotlivých tkáních. [63]

T1 vážený obraz zobrazuje solidní tkáně světleji než tekutiny, tzn., že tekutina se zobrazuje černě, a šedá hmota v mozku se zobrazuje tmavěji ve srovnání s hmotou bílou, protože obsahuje více vody. Při řezu váženém podle protonové hustoty je kontrast mezi šedou a bílou hmotou obrácený. T2 vážený obraz s větší pravděpodobností znázorňuje solidní tkáň ve srovnání s tekutinou tmavší, tzn. tekutina je zobrazena bíle. [63]

3.3.2 Konstrukce MR

- Hlavní částí celého MR zařízení je výkonný magnet spolu se soustavou radiofrekvenčních cívek. Magnetická rezonance může využívat jeden ze tří druhů magnetů. *Permanentní magnet* dosahuje maximální intenzity magnetického pole 0.3 T a poskytuje dobrý tkáňový kontrast, avšak na úkor rozlišovací schopnosti. Pořizovací cena i provozní náklady permanentního magnetu je relativně nízká. *Supravodivý magnet* potřebuje pro udržení supravodivého stavu chladicí zařízení, které dokáže udržet teplotu chladicího média, kterým je v tomto případě kapalně helium, okolo $-269\text{ }^{\circ}\text{C}$. Provozní náklady jsou tedy vysoké, ale jsou vyváženy vysokou rozlišovací schopností. Intenzita magnetického pole supravodivého magnetu se pohybuje v rozmezí 0,5 až 1,5 T. Mezistupněm mezi technologií permanentního a supravodivého magnetu je *magnet odporový*, který vytváří magnetické pole tím, že jeho vodiči protéká elektrický proud, čímž se magnet silně zahřívá, a proto je nutné ho intenzivně chladit. Náklady na chlazení elektromagnetu jsou o něco nižší, ale při provozu spotřebuje velké množství elektrické energie. [63]
- Nezbytnou součástí MR skeneru je čtveřice radiofrekvenčních cívek. *Gradientní cívka* tvoří sekundární magnetické pole, čímž umožňuje získat prostorovou informaci o rozložení a vlastnostech protonů ve vyšetřované tkáni. Gradientní cívku tvoří velké množství elektroniky a vodičů zalitých pryskyřicí pro větší celistvost. MR vyšetření doprovází hluk, jehož zdrojem jsou právě gradientní cívky, které se působením vznikajících elektromagnetických sil prudce pohybují. *Tělová (volumová) cívka* tvoří pevnou součást MR skeneru a ze všech stran obkružuje tělo pacienta. Emituje krátké radiofrekvenční impulzy, které rotující protony vychylují z paralelního do antiparalelního postavení. *Vyrovňovací cívka* vyrovnává nehomogenitu v magnetickém poli MR magnetu. Poslední skupinu tvoří *povrchové cívky*, které se přikládají přímo na vyšetřovanou část těla pacienta. Slouží jako cívky přijímací pro signály vycházející z vyšetřované tkáně. Cívky jsou označeny podle jimi vyšetřované části těla např. hlavová cívka, páteřní cívka, ramenní cívka apod. [60] [63]

- Množství elektromagnetických signálů přicházejících z různých tkání pacienta indukuje na cívkách MR elektrický proud, jehož intenzitu a frekvenci v závislosti na čase vyhodnotí vysoce výkonný počítač. Posléze počítač pomocí složitého matematického postupu (tzv. Fourierovy transformace) vytvoří výsledný obraz. Dalšími důležitými prvky MR zařízení jsou ovládací (operátorská) konzole, sloužící k řízení a kontrole činnosti celého zařízení, patientský stůl a vysokofrekvenční a magnetické stínění pro ochranu před okolním rušením a také naopak pro ochranu elektrických přístrojů v okolí MR pracoviště před rušením z magnetického pole. [39] [63]



Obrázek 20: Blokové schéma pro zobrazení zařízením magnetické rezonance. [61]



Obrázek 21: Magnetická rezonance MAGNETOM Skyra 3 T, Siemens. [52]

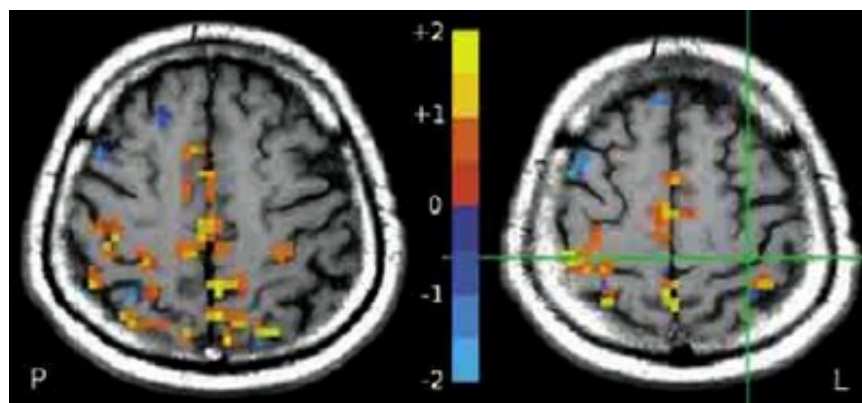
3.3.3 Speciální MRI vyšetřovací metody

1) Funkční MR (fMRI)

Funkční magnetická rezonance umožňuje sledování funkce mozku. Prokazuje funkční místa v mozkové kůře, které jsou aktivována nějakým stimulem. [39] [44]

Základním mechanismem kontrastu je poměr mezi oxyhemoglobinem a deoxyhemoglobinem, protože oblast mozku s aktivními buňkami má vyšší spotřebu kyslíku a je zde tedy i větší krevní průtok. Aktivní zóna tak obsahuje větší množství diamagnetického okysličeného hemoglobinu, který zkracuje T2 relaxační čas a zesiluje intenzitu signálu – jev zvaný *BOLD* (*Blood Oxygen Level Dependent*). [39] [44]

Vyšetření je náročné na čas, skládá se z opakování určitých úloh a následného období klidu. Úlohy mohou být různého typu – od mechanických, přes sluchové či optické. Při vyšetření je nutné stimulaci vícekrát opakovat a výsledky poté zpracovávat statisticky. [39] [44] [51]



Obrázek 22: Pacient s jednostranným uzávěrem levé vnitřní krkavice. Zeleným křížem je vyznačená oblast aktivace levého motorického kortexu. [25]

2) MR spektroskopie (MRS)

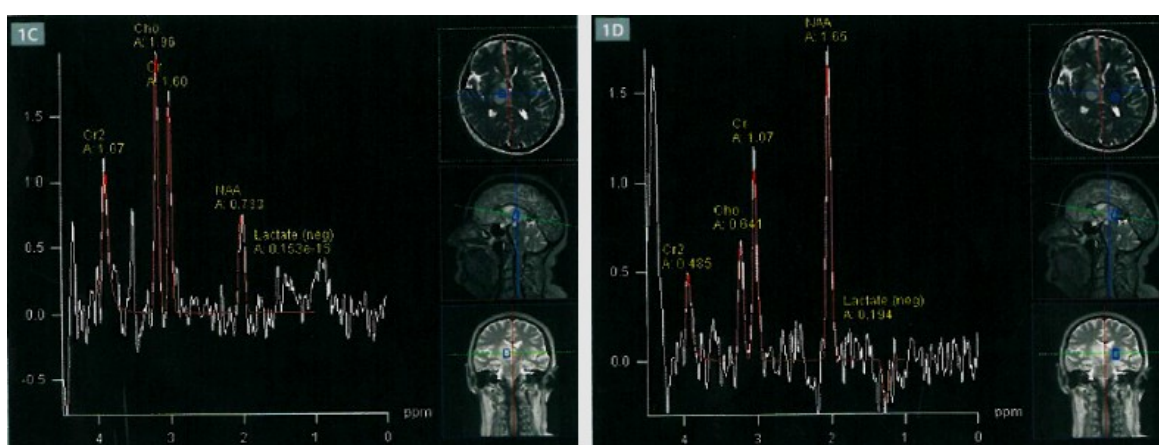
Magnetická rezonanční spektroskopie slouží ke zjištění biochemického složení mozkové tkáně in vivo pomocí Fourierovy transformace magnetických rezonančních signálů z tkání. Rozdíl mezi MRI a MRS je, že MRI využívá přítomnosti protonů vody za pomoci gradientů magnetického pole, zatímco MRS signály získává z metabolitů bez přítomnosti gradientního magnetického pole. [39] [51] [60]

V různých tkáních mají spiny protonů mírně odlišné Larmorovy frekvence, tato diferencovanost se označuje jako chemický posuv vyjádřený v ppm (partides per million). Všechny molekuly in-vivo mají chemické posuvy vztahující se k Larmorově frekvenci tetrametalsilanu (TMS), který má chemický posuv 0 ppm a proto se ve spektrogramech objevují vlevo od nuly. Prokazují se zde nízkomolekulární metabolity obsahující jádra vodíku – N-acetyl asparát (NAA) s normálním rezonančním peakem 2 ppm při MRS mozku, kreatin (Cr) s peakem 3 ppm a 3,9 ppm, cholin (Cho) s 3,2 ppm, dále pak laktáty, glutamát a některé z mobilních tuků. [39] [60]

MRS mozku může být zaznamenáno jednou ze dvou technik – *resolved spectroscopy sequence* (PRESS) nebo *stimulated echo acquisition mode* (STEAM). PRESS je častěji

používanou technikou, protože obsahuje vyšší poměr signál-šum oproti technice STEAM. Obě techniky mohou být využity pro akvizici buď v jednom voxelu z jedné oblasti zájmu v určitý okamžik se spektrogramem lepší kvality, nebo ve více voxelech z celé mřížky voxelů nasnímané současně, ale na úkor nižší kvality. MRS se provádí s jedním ze tří různých echo časů – krátký echo čas (TE 30–35 ms) je výhodnější pro rozlišení peaků myoinositolu, glutaminu, glutamátu a lipidů. Střední echo čas (TE 135–144 ms) se používá pro potvrzení přítomnosti laktátu nebo dlouhý echo čas (TE 270–288 ms), který mívá nižší úroveň šumu pozadí. [60]

MRS se provádí jen na určitých pracovištích, protože vyžaduje velmi zkušené pracovníky znalé chemie a matematiky. Vyšetření je relativně časově náročné a vyžaduje MR zařízení se silou minimálně 1,5 T. [39]



Obrázek 23: Záznam MR spektroskopie technikou PRESS ve více voxelech (TE 135 ms); vlevo – zobrazena léze v pravém thalamu; vpravo – zobrazen normální vzhled levého thalamu. [60]

3.3.4 Klinické použití MR, fMR a MRS při diagnostice mozku

Při vyšetření magnetickou rezonancí lze využít možnosti zobrazení řezů ve třech základních rovinách s velmi vysokou kvalitou obrazu. Velkým přínosem MR je absence ionizujícího záření, radiační zátěž je tedy nulová. Dokáže podrobně zobrazit měkké části těla a cévy mozku bez nutnosti podání kontrastní látky. K nevýhodám patří indikace k MR vyšetření u pacientů s implantovanými kardiostimulátory, kloubními endoprotézami a dalšími kovovými magnetickými předměty. Nepříliš vhodné MR vyšetření je v případě pacientů trpících klaustrofobií nebo u těhotných žen, kde se toto vyšetření v prvních třech měsících nedoporučuje. Magnetická rezonance v akutních fázích kraniocerebrálních poranění není indikována vzhledem k náročnosti na technické požadavky, menší dostupnosti a zdlouhavé době vyšetření, která se pohybuje mezi 30–60 minutami. MR se tedy používá spíše v subakutních stádiích a zde se považuje za nejpresnější zobrazení mozku. [39] [44] [53] [63]

Metoda MR dokáže zobrazit relevantní hemoragické léze i drobných rozměrů, které na CT nelze vidět nebo oblasti, které jsou při vyšetření metodou CT zatíženy velkými artefakty kvůli tloušťce kosti, např. zadní jáma lební. Taktéž dokáže zachytit méně nápadný úsek ischemie nebo edému nacházející se v okolí hemoragie. [41] [63]

Používá se při diagnostice degenerativních onemocnění CNS, cévních příhod nebo některých nádorů. V diagnostice veškerých onemocnění bílé hmoty má magnetická rezonance dominantní roli, protože CT v tomto případě nemá žádné opodstatnění a zbytečně dojde k zatížení pacienta ionizačním zářením. Např. pro potvrzení difuzního axonálního poranění, kde je v případě použití CT nález negativní nebo se zde nachází jen malá hluboko uložená ložiska, nebo při zobrazení méně výrazných změn jako jsou plaky roztroušené sklerózy. [8] [44] [53]

V diagnostice intrakraniálních nádorů (viz kapitola 2.3.2) se magnetická rezonance využívá jako optimální metoda při posouzení nádorů hypofýzy a okolí, mozkového kmene, nádorů VIII. hlavového nervu nebo v případě, že při negativním CT stále přetrvává podezření na mozkový nádor. Ve srovnání s CT dokáže lépe posoudit etiologii nádoru, jeho strukturu, rozsah, přesnou lokalizaci a cévní zásobení v nádoru a okolí. Významnou doménou MR je odlišení nenádorové léze typu mozková ischemie, chronický intracerebrální hematoma, zánět, absces nebo kontuze, což bývá v některých případech velmi obtížné. Hlavní výhodou MR je zobrazení ve třech rovinách a přesnější diferenciace nádorů při vyšetřování v různých sekvencích. Vyšetření může být doplněno o intravenózní podání paramagnetické kontrastní látky, která proniká přes hematoencefalickou bariéru až do patologického ložiska, které různým způsobem kontrastně zobrazí. [40] [48]

U cévních mozkových příhod (viz kapitola 2.3.7) je magnetická rezonance indikována až jako druhá volba po rutinním vyšetření CT. Jedná se o případy, kdy CT je negativní, ale u pacienta se stále projevují klinické příznaky akutní cévní mozkové příhody. MR zde může odhalit malou cévní patologii jako ischemickou embolii v mozku nebo přítomnost drobného krvácení. [36] [39]

Hlavními indikacemi k fMR vyšetření je diagnostika epileptického ložiska, předoperační mapování mozku u pacientů s operovatelnými lézemi nebo využití při rozhodování zda se má provést revaskularizační operace (obnovení cévního zásobení) u pacientů s uzávěrem arteria carotis. U neurodegenerativních onemocnění (viz kapitola 2.3.5) slouží k průkazu abnormality mozkových sítí (např. porušení funkčního spojení mezi mozečkem, bazálními gangliemi a gyrus cinguli), u Alzheimerovy a Huntingtonovy nemoci prokazuje změnu aktivity mozku při vyšetření pomocí paměťových úloh. [25] [39]

Metoda MR spektroskopie je užitečná při diferenciaci mozkových nádorů od abscesů, pro odlišení nekrózy po ozařování od recidivy nádoru, při diagnostice metabolických onemocnění mozku nebo aktivity roztroušené sklerózy. [39] [60]

3.4 Scintigrafie

Metody nukleární medicíny se zabývají diagnostikou CNS pomocí otevřených radioaktivních látek, které se aplikují do vnitřního prostředí organismu. Scintigrafie, výstižnějším názvem gamagrafie, je fyzikálně-elektronická zobrazovací metoda znázorňující distribuci radionuklidů v organismu založenou na zevní detekci vycházejícího gama záření. Podle typu procesu, který chceme sledovat, se používá určitý typ radionuklidu, který je na základě fyziologického nebo patofyziologického děje vychytáván mozkovou tkání a poté detekován pomocí vyšetření SPECT nebo PET. [34] [61]

Z prostorového hlediska lze scintigrafii klasifikovat do dvou základních kategorií:

1. *Planární scintigrafie* – jedná se o obraz zobrazující distribuci radionuklidů v záření gama ve dvojrozměrné zobrazovací rovině. Nelze tedy nic zjistit o distribuci radionuklidů v rozměru kolmém k čelu kolimátoru. Hrozí zde riziko falešného nálezu nebo neodhalení anomálie v hloubce organismu z důvodu překrývání struktur. [61]
2. *Tomografická scintigrafie* – je metoda poskytující prostorový trojrozměrný obraz distribuce radionuklidů, který získává zobrazením daných struktur v různých hloubkách. Výhodou je vyšší kontrast zobrazení lézí. Do této skupiny radionuklidové emisní počítačové tomografie patří SPECT využívající γ radionuklidů a PET používající pozitronové β^+ radionuklidy. [61]

3.4.1 Radiofarmaka pro scintigrafii

Pro zobrazení pomocí scintigrafie je nutné vpravit do organismu pacienta radioaktivní látku – radioindikátor neboli radiofarmakum, což je speciální diagnostický přípravek obsahující radionuklidy. Radionuklidy jsou zdrojem záření a jejich molekuly obsahují radioaktivní atom. [61]

Prvním radionuklidem pro SPECT je radiojód ^{131}I , který se aplikuje při diagnostice onemocnění štítné žlázy. Nejdůležitějším radionuklidem je technecium $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ze kterého vznikají technecium značená radiofarmaka s širokým uplatněním při scintigrafii ledvin, jater, srdce, plic, mozku, atd. Mezi další radionuklidy využívány při SPECT scintigrafii patří např. thalium ^{201}Tl , galium ^{67}Ga , xenon ^{133}Xe . [61]

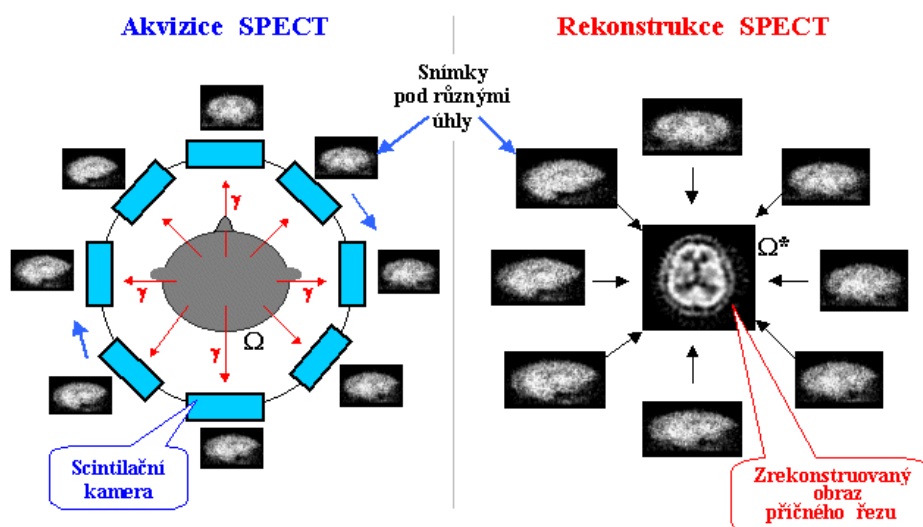
Pro diagnostické zobrazování metodou PET se používají β^+ radionuklidy. Mezi nejčastěji používané patří fluor ^{18}F a fluorodeoxyglukóza ^{18}FDG . [61]

3.4.2 Jednofotonová emisní počítačová tomografie (SPECT)

SPECT (Single Photon Emission Computerized Tomography) je série planárních obrazů vyšetřovaného objektu snímáných detektorem kamery, která obíhá kolem pacienta pod různými úhly – většinou 32 nebo 64 obrazů pod úhly 0° – 360° . Detektory kamery mohou kolem vyšetřovaného objektu obíhat kontinuálně nebo krokově (kamera se pootočí o určitý úhel, po předem nastavenou dobu probíhá akvizice snímku, poté se kamera znovu pootočí o stejný úhel a může probíhat další akvizice v řadě). Ze série planárních scintigrafických obrazů se pomocí počítače rekonstruuji tomografické obrazy transverzálních řezů vyšetřovaného místa, čímž se vytvoří celkový trojrozměrný obraz distribuce radionuklidů. Na monitoru počítače můžeme pomocí metod počítačové grafiky zobrazovat trojrozměrný obraz v řezech libovolných směrů (řezy šikmé i podélné) nebo vhodným stínováním a perspektivním úhlovým zobrazením vytvořit trojrozměrné 3D-obrazy s celou řadou počítačových efektů. [61]

Na počítačovou rekonstrukci se používají dvě metody – *metoda zpětné projekce* využívající zpětného promítání dat z jednotlivých planárních obrazů do původně prázdné matice. Zpětné promítání probíhá pod stejným úhlem jako při vzniku planárního obrazu. Tyto projekční data se poté sečtou a vznikne výsledný zrekonstruovaný obraz. Nevýhodou je rušivě strukturované pozadí a vznik

„hvězdicovitých“ artefaktů, proto se v praxi používají ještě filtry – *filtrovaná zpětná projekce*. Druhou metodou je *iterativní rekonstrukce*, která pomocí opakujících se cyklů postupných aproximací vyhledá obraz příčného řezu, který se bude co nejvíce blížit jednotlivým nasnímaným projekcím pod různými úhly. [61]



Obrázek 24: Princip snímání vyšetřovaného objektu rotující kamerou SPECT pod různými úhly a následná počítačová rekonstrukce výsledného obrazu v příčném řezu. [61]



Obrázek 25: vlevo – multifunkční SPECT systém Symbia S od firmy Siemens; vpravo – víceúčelový SPECT systém Symbia E od firmy Siemens. [52]

3.4.2.1 Perfuzní scintigrafie mozku

Perfúze mozku je jednou ze základních podmínek pro správnou funkční aktivitu mozkové tkáně. Dostatečné prokrvení mozku se odvíjí od stavu cévního řečiště. [34] [61]

Účelem neinvazivní scintigrafické metody je zobrazení perfúze mozku a funkčních projevů mozku při podání radiofarmak pronikajících hematoencefalickou bariérou, což jsou lipofilní sloučeniny jako

^{99m}Tc -HMPAO (hexamethylpropylenamino oxim) a ^{99m}Tc -ECD (ethylcysteinat dimer neboli bicisát). [34] [61]

Před aplikací radioaktivní látky umístíme pacienta se zavřenýma očima do tiché a šeré místnosti na dobu 10–15 minut. Poté je mu intravenózně aplikováno cca 700 MBq radiofarmaka, pacient by se neměl pohybovat ani mluvit. Lipofilní radiofarmaka prostoupí hematoencefalickou bariérou a vážou se na mozkové buňky přímo úměrně krevnímu průtoku a funkci neuronů v určité oblasti mozku. Vyšetření může být zahájeno nejdříve 45 minut po podání látky. Pro přesné posouzení rozložení radiofarmaka v mozku pacienta je nutné použít vhodnou tomografickou techniku SPECT, optimálně se dvěma nebo třemi detektory kamery pohybující se co nejblíže hlavě pacienta. Rekonstrukce obrazů je provedena metodou iterativní rekonstrukce nebo metodou filtrované zpětné projekce. [34] [61]

Před hodnocením nálezu se musí vyloučit artefakty způsobené pohyby hlavou pacienta. Výsledkem vyšetření jsou tomografické řezy mozku v rovině transverzální, sagitální a koronární, na nichž lékař vizuálně posuzuje zřetelné ložiskové změny v depozici radiofarmaka, symetrii zobrazení mozkových hemisfér, oblast snížené akumulace radiofarmaka v důsledku snížené perfuze nebo dysfunkci neuronů. Tomografické řezy mozku se nemusí hodnotit pouze vizuálně, ale také statistickým parametrickým mapováním nebo semikvantitativním hodnocením pomocí srovnání počtu impulsů ve vhodných oblastech zájmu a srovnáním množství impulsů v jednotlivých oblastech vůči referenční oblasti. [34] [61]

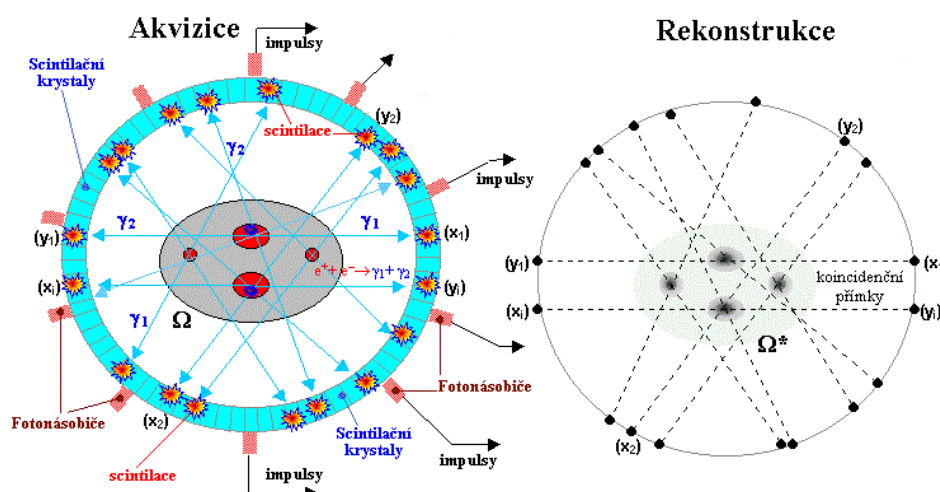
3.4.3 Pozitronová emisní tomografie (PET)

Pozitronová emisní tomografie je scintigrafická metoda zobrazující distribuci pozitronových (β^+) radionuklidů a využívající koincidenční detekce dvojice fotonů anihilačního gama záření. Souběžná detekce dvojice fotonů je použita při elektronické kolimaci gama záření a pro následnou rekonstrukci tomografických obrazů. [61]

Vyšetřovaný pacient s radioaktivní látkou β^+ je umístěn uvnitř detektoru scintilační kamery PET, který je složen z velkého množství scintilačních krystalů v optickém kontaktu s fotonásobiči. Detektor má prstencové uspořádání jednotlivých segmentů a dochází na něm k tzv. *koincidenční registraci* dvou fotonů ve dvou protilehlých místech prstence. Tyto fotony (kvanta gama záření) vznikly interakcí vyzářeného pozitronu z radioindikátoru a elektronu, čímž došlo k jejich anihilaci. Body, ve kterých došlo k anihilaci elektronu a pozitronu, propojuje tzv. *koincidenční přímka* a množina těchto přímek slouží k následné rekonstrukci obrazu. [61]

Scintilační detektory pro metodu PET by měly být tvořeny scintilačními krystaly s vyšší denzitou kvůli odolnosti vysoké energii anihilačního gama záření – 511 keV. Fotodetektory pro snímání světelných záblesků ze scintilačních detektorů mohou být dvojího typu, fotonásobiče nebo jejich moderní alternativa – polovodičové detektory. Tyto scintilační detektory spolu s fotonásobiči tvoří v PET kameře scintibloky, které jsou rozmístěny po celém kruhovém obvodu gantry. [61]

Průměty koincidenčních přímek vytvoří počítačovou rekonstrukcí obrazy transverzálních řezů, z nichž lze poté vytvořit řezy pod jakýmkoliv úhly. Opět jako u metody SPECT se pro rekonstrukci obrazu používá metoda zpětné projekce s hvězdovitými artefakty, nebo iterativní rekonstrukce s kvalitnějším obrazem bez artefaktů. [61]



Obrázek 26: Princip koincidenční akvizice anihilačních fotonů při metodě PET a následná rekonstrukce výsledného obrazu. [61]

Scintigrafie PET se liší od SPECT vyšší detekční účinností, která je způsobena elektronickou kolimací na rozdíl od SPECT, kde se nachází olověné kolimátory s mnoha otvory. Dalším rozdílem je otáčení detektoru kolem vyšetřovaného pacienta u metody SPECT, kdežto u PET jsou detektory stacionární a data shromažďují ze všech úhlů současně. [61]

3.4.4 Radionuklidová cisternografie

Radionuklidová cisternografie slouží k zobrazení cirkulace mozkomíšního moku v oblasti cerebrální. [61]

Scintigrafické vyšetření se provádí po intrathekální aplikaci (prostor mezi mozkem nebo míchou a mozkomíšními obaly) cca 30–50 MBq radiofarmaka. Vzhledem k tomu, že tok likvoru je pomalý, musí se využít radiofarmaka, jehož poločas rozpadu je dostatečně dlouhý – ^{169}Yb -DTPA nebo ^{111}In -DTPA. Tok radiofarmaka je snímán sérií scintigrafických snímků v přední a obou bočních projekcích za 6, 24 a popřípadě i za 48 hodin po aplikaci. Poté se vizuálně hodnotí distribuce radioindikátoru v každé z projekcí, aby se posoudila průchodnost likvorových cest nebo popřípadě odhalil hydrocefalus. [34] [61]

3.4.5 Klinické použití scintigrafie při diagnostice mozku

V současné době se scintigrafické metody nejčastěji používají k hodnocení regionální perfuze mozku, metabolismu mozkové tkáně a nádorů, distribuci neuroreceptorů a k cirkulaci mozkomíšního moku. Obě metody, PET i SPECT, dokážou stanovit metabolické změny a změny v prokrvení mozkové tkáně již v reverzibilní fázi. [34] [53]

Perfuzní scintigrafie mozku je indikována při akutních i chronických cerebrovaskulárních onemocněních (viz kapitola 2.3.7), kde je SPECT vyšetření schopno detekovat rozsah ischemické léze již v brzké fázi ischemické cévní mozkové příhody. Postižená oblast se zobrazí bez akumulace radiofarmaka, protože do ischemického nebo hemoragického ložiska radioindikátor nepronikne. Přesto

tato metoda není častá z důvodu časové náročnosti a horší dostupnosti. Ve většině pracovišť se ale perfuzní scintigrafie mozku využívá před operačními zákroky, jako například před operací tumoru spojené s trvalým uzávěrem arterie carotis interna. Dále je indikována pro diferenciální diagnostiku demencí (viz kapitola 2.3.5), kde lze rozlišit obrazy posteriorního typu demence (Alzheimerova choroba), frontotemporálního (Pickova choroba) a vaskulárního typu. Další možnosti indikace jsou detekce epileptického ložiska, diagnostika mozkových traumat a ověření mozkové smrti. [34]

Nejdůležitějším klinickým využitím pozitronové emisní tomografie je diagnostika nádorové tkáně v mozku (viz kapitola 2.3.2). Zvýšená akumulace radiofarmaka je prokázána v high-grade gliomech a v mozkových metastázách, což lze využít pro potvrzení zbytkové viabilní tkáně high-grade gliomů a metastáz po operaci nebo pro indikaci terapie zevním ozářením pomocí tzv. Leksellova gama nože. PET metoda je vhodná i pro odlišení recidivy nádoru od jiného procesu, například od následků dřívější léčby nádoru. Obrazy pořízené zobrazovací metodou PET se také dají uplatnit při plánování radioterapie, pro diagnostiku činnosti mozku, při diferenciální diagnostice demencí a vyšetření pacientů s parciální epilepsií. [34] [61]

Vyšetření radionuklidová cisternografie slouží k diagnostice posttraumatické likvorey (viz kapitola 2.3.1.5), kdy se navíc kromě pouhé scintigrafie využívá laboratorního měření měrné radioaktivity tekutiny nasáklé v tamponu, kterým se ucpe podezřelé místo z likvorey. Dále se využívá při diferenciální diagnostice komunikujícího a nekomunikujícího hydrocefalu (viz kapitola 2.3.6). Projevem komunikujícího hydrocefalu je průnik radioindikátoru do postranních komor, tedy proti směru toku likvoru. Může být diagnostikován i obstrukční hydrocefalus, kde má na tok mozkomíšního moku vliv případná blokáda nacházející se na přechodech mezi mozkovými komorami. [34] [61]

3.5 Ultrasonografie (USG)

Ultrasonografie je nenáročná, neinvazivní a biologicky neškodná vyšetřovací metoda a jako taková má v neuroradiologii dobré postavení. Je snadno dostupná pro primární vyšetření, zejména v prenatálním období a pro vyšetření novorozenců a kojenců. [8]

Ultrazvuk je akustické vlnění o frekvenci vyšší než 20 kHz. Pro diagnostiku se využívá oblast vysokých frekvencí (MHz). Zdrojem ultrazvukového vlnění jsou piezoelektrické měniče. V měkkých tkáních a tekutinách lidského těla se vlnění šíří podélně a v kostech se šíří formou vlnění příčného. [27]

3.5.1 Princip ultrazvukové metody

Každá z tkání má jinou odrazivost a na základě zpoždění odrazu ultrazvukového signálu vzniká informace o hloubce odrazu. [27]

Zpracování zachyceného signálu probíhá digitálně. Analogovou část ultrasonografu tvoří piezoelektrické měniče buzené elektricky, které vytváří ultrazvukový signál, a detekční systém, který zachytí odraz signálu a přemění jej v elektrický. Poté následuje převod elektrického signálu na číslicový v analogově digitálním převodníku. Digitální signál je dále zpracováván a zobrazen. [27]

Existují 4 základní typy ultrazvukového zobrazení:

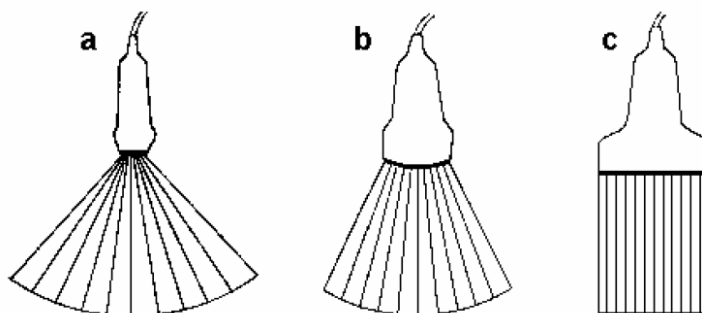
- 1) *Zobrazení A (Amplitude)* je jednorozměrné zobrazení, které je dáno výchylkami časové základny na osciloskopu. Výchylka charakterizuje místo odrazu a amplituda výchylky odpovídá množství akustické energie, která se odrazila na akustickém rozhraní. [27]
- 2) *Statické zobrazení B (Brightness)* je dvojrozměrné zobrazení zachycující odrazy, které formují jas záznamu na obrazovce. Zobrazení není schopné zachytit pohyblivé struktury a jejich detailnější vnitřní strukturu. [27]
- 3) *Dynamické zobrazení B* je zobrazení pracující v reálném čase, v současnosti nejvíce využívané. Má rychlé snímání a širokou škálu odstínů šedi. Základem je vyšetřovanou oblast zobrazit v sérii obrazů. [27]
- 4) *Trojrozměrné (3D) zobrazení* je získáno lineárním posouváním, nakláněním nebo rotací sondy během snímání. Odrazy v jednotlivých rovinách jsou ukládány do paměti počítače, který matematickým procesem provede rekonstrukci obrazu. [27]

3.5.2 Konstrukce ultrasonografu

Moderní ultrasonografy jsou plně digitalizované a funkce všech jeho součástí jsou řízeny mikroprocesory. [27]

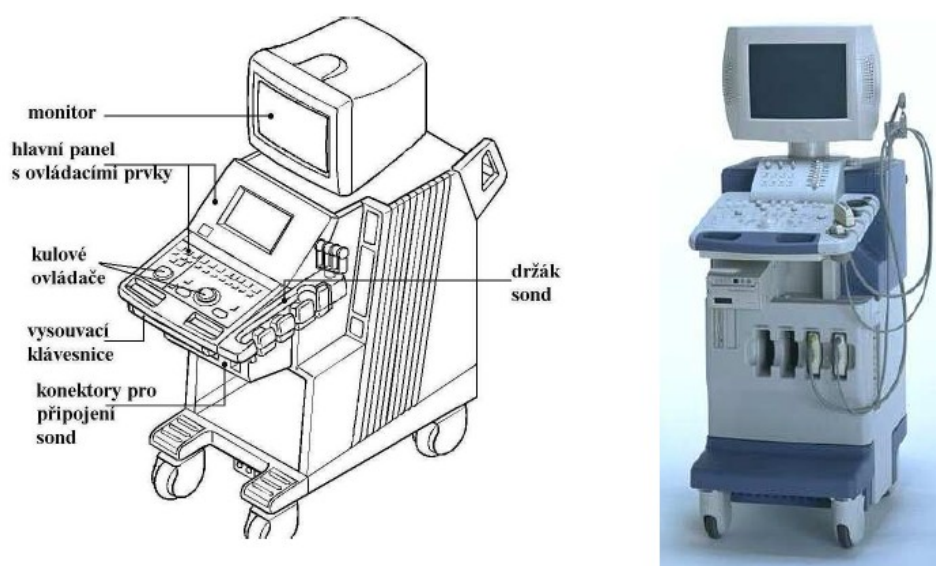
Ultrazvukové přístroje jsou složeny z několika základních částí:

- 1) *Vyšetřovací sondy* se rozdělují do tří základních skupin podle tvaru výsledného obrazu (Obrázek 27). *Sondy sektorové* dokážou zobrazit celý řez vyšetřovanou oblastí z poměrně malé vstupní plochy. *Lineární sondy* jsou tvořeny velkým množstvím miniaturních měničů seřazených do jedné řady a poskytují pravoúhlé zobrazení. Třetím typem jsou *sondy konvexní*, které představují kombinaci dvou předchozích sond. Uspořádání měničů odpovídá lineární sondě, ale konvexní tvar sondy odpovídá výslednému obrazu sondy sektorové. [27]



Obrázek 27: Základní typy ultrazvukových sond – a) sektorová sonda, b) konvexní sonda, c) lineární sonda. [27]

- 2) *Elektronické obvody* pro buzení piezoelektrických měničů sondy a pro následné zpracování zachycených odrazů do výsledného ultrasonogramu. [27]
- 3) *Obrazovka a pod ní umístěný ovládací panel přístroje* s tlačítky, otočnými prvky a klávesnicí. Pro kompenzaci zesílení slouží prvek TGC (Time Gain Compensation), který sníží zesílení odrazů z blízké oblasti (aby nebyly přesvětleny) a odrazy ze vzdálenějších oblastí více zesílí (aby nebyly příliš tmavé). Pro pohyb po obrazovce podle předem zvolené funkce slouží kulový ovladač – Trackball. Častým prvkem ovládacího panelu je klávesnice, která slouží pro zadávání identifikačních údajů pacienta. Dále jsou na ovládacím panelu umístěna tlačítka pro manipulaci s obrazem – zmrazení, zdvojení, zvětšení a pro ovládání videorekordéru a videotiskárny. [27]
- 4) *Záznamové jednotky* pro uložení obrazové dokumentace ultrasonografických vyšetření pacienta. Nejpoužívanějším úložným zařízením je videotiskárna, která po zmrazení obrazu poskytuje statický snímek vyšetřované oblasti nebo videozáznam umožňující dynamický záznam. [27]



Obrázek 28: vlevo – schéma konstrukce ultrasonografu; vpravo – základní typ ultrasonografu. [27]

3.5.3 Postup při vyšetření metodou ultrasonografie

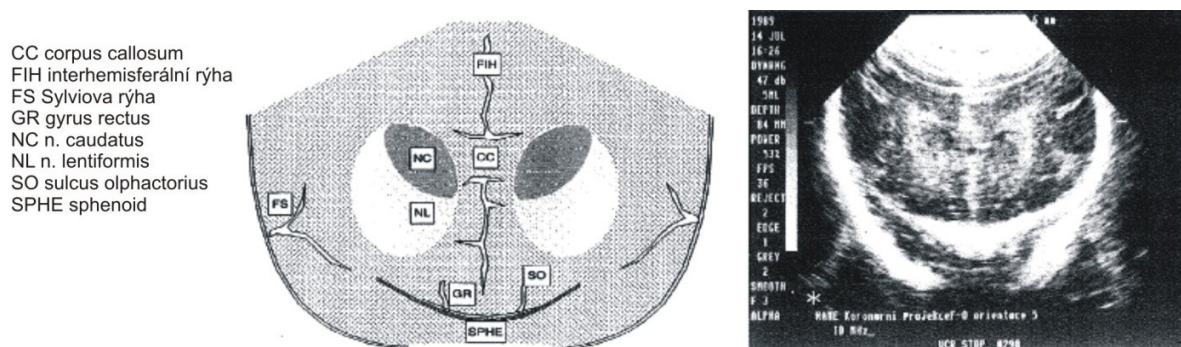
K sonografickému zobrazení mozku slouží určitá místa, která jsou prostupná pro ultrazvuk – otevřené fontanely, neuzavřené švy, pooperační kostní defekty nebo nedokonale osifikované kosti lebky u novorozenců. [22]

Povrch vyšetřované oblasti musí být potřen vrstvou vhodného gelu pro získání dobrého akustického kontaktu mezi kůží a sondou. K vyšetření se používají sektorové nebo konvexní sondy s malou kontaktní plochou a obrazem kruhové výseče, což je vhodné i pro zobrazení orgánů z míst,

kteřá jsou pro ultrazvukové vlnění hůře přístupná. Pro dostatečnou hloubku průniku ultrazvuku a zároveň uspokojivou rozlišovací schopnost jsou vhodné sondy s frekvencí cca 5 MHz. [22] [27]

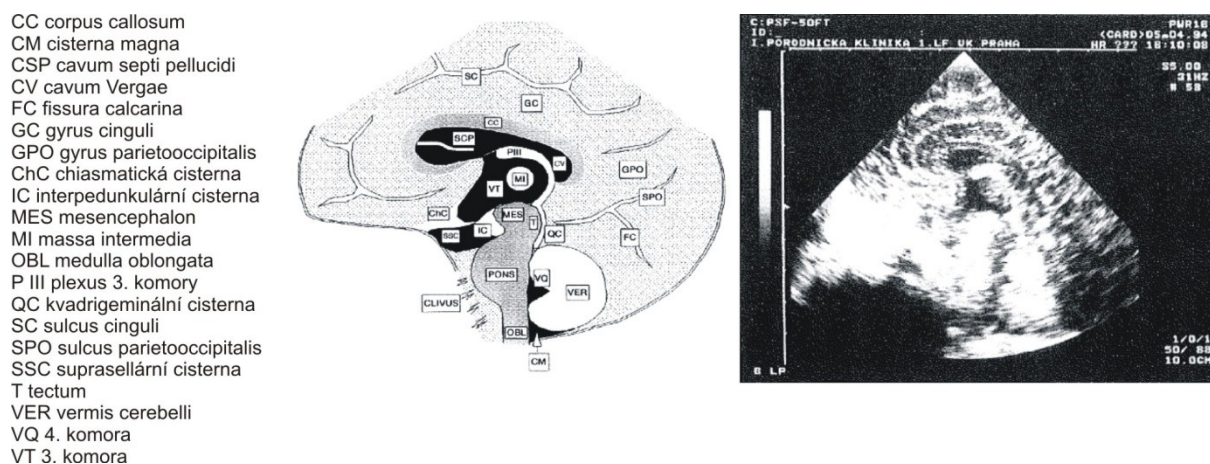
Přes velkou fontanelu se mozek zobrazuje ve dvou základních projekčních rovinách:

- 1) *Koronární rovina* vede tzv. „od ucha k uchu“. Ultrazvukový paprsek by měl protínat interventrikulární otvory. [22]



Obrázek 29: Koronární projekce na přední jámu lební; vlevo – schéma s popisem; vpravo – výsledný obraz. [22]

- 2) *Sagitální rovina* je kolmá na rovinu koronární a je souběžná s interhemisferickou rýhou. Ultrazvukový paprsek zde protíná III. a IV. komoru a vermis cerebelli. [22]



Obrázek 30: Střední sagitální projekce; vlevo – schéma s popisem; vpravo – výsledný obraz. [22]

Prenatální ultrasonografie je důležitá pro detailní zhodnocení mozku transabdominálně ve II. trimestru, kdy je možné zachytit velkou škálu organogenezních poruch. Používají se konvexní elektronické sondy s frekvencí od 3,5 do 5 MHz a mozek se zobrazuje ve třech základních anatomických strukturách. [8]

Postnatální ultrasonografie je proveditelná v prvních 6 měsících života. Transfontanelární USG mozku se provádí u nedonošených novorozenců nebo u zralých novorozenců s časným asfyktickým syndromem. Používají se sektorové fázově řízené sondy s frekvencí od 5 do 12 MHz. Pro zobrazení struktur přímo pod fontanelou se používá lineární elektronická sonda s frekvencí od 7.5 do 12 MHz. [8]

Ultrasonografie u dospělých umožňuje zhodnotit rozsah a charakter arteriosklerotických změn na magistralních krčních tepnách a dokáže informovat o vnitřní struktuře sklerotických plátů. Spektrální záznam bývá kombinován s barevným dopplerovským záznamem, který napomáhá při hledání oblastí s narušeným tokem – turbulence, zrychlení. Krční tepny jsou vyšetřovány lineární elektronickou sondou s frekvencí 5 až 10 MHz a dopplerovské vyšetření je prováděno lineární nebo konvexní sondou s malým zakřivením. [8]

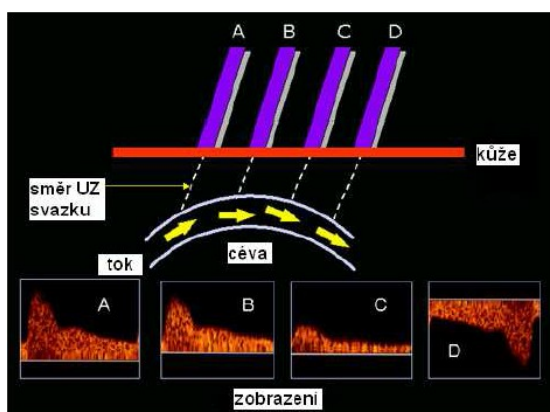
Peroperační ultrasonografie slouží pro snadnější lokalizaci operačního přístupu k intrakraniálním lézím. Používají se sterilně kryté vysokofrekvenční sondy s malou aperturou. [8]

3.5.4 Transkraniální dopplerovská sonografie (TCD)

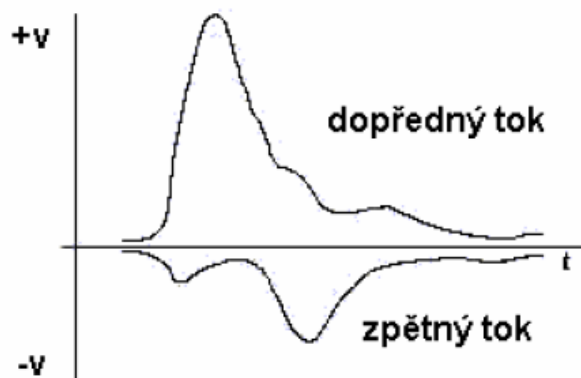
Transkraniální dopplerovská sonografie je vyšetřovací metoda, která umožňuje neinvazivní měření krevního průtoku intrakraniálními tepnami přes intaktní lebku pomocí fázově řízené sondy s frekvencí 2 až 3 MHz. Podává informaci o průchodnosti mozkových tepen, zda nejsou přítomny organické stenózy, okluze nebo funkční spazmy. [8] [56]

3.5.4.1 Princip dopplerovské ultrasonografie

Při vyšetření dopplerovskou ultrasonografií se využívá vysoce pronikavý ultrazvukový paprsek s nízkou nosnou frekvencí (cca 2 MHz). Ultrazvukové vlnění se odráží od pohybujících se erytrocytů v cévním lumen. Frekvence ultrazvukového vlnění se po odrazu změní úměrně k úhlu dopadu paprsku a rychlosti a směru proudění (Obrázek 31). Velikost frekvenčního posunu (rozdíl mezi frekvencí vyslaného a zachyceného vlnění) je přímo úměrná rychlosti pohybu krevních elementů v cévě. Frekvenční dopplerovský posuv má pozitivní nebo negativní hodnotu závislou na směru toku krevních elementů, zda se pohybují směrem k sondě – dopředný tok, nebo od sondy – zpětný tok (Obrázek 32). [3] [22]



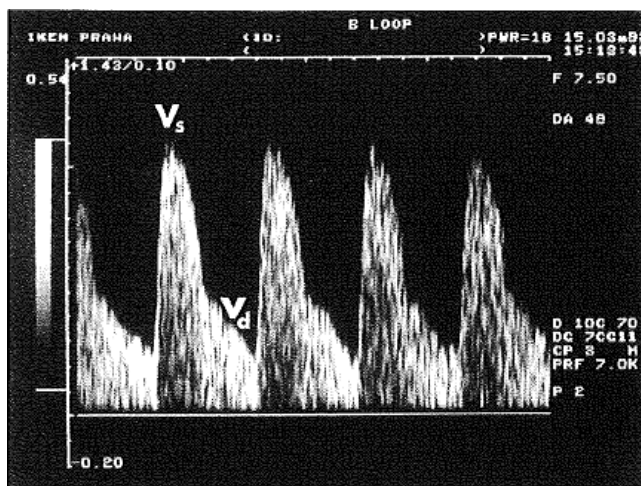
Obrázek 31: Vliv směru ultrazvukového vlnění (dopplerovského úhlu) na výsledné spektrální zobrazení toku. [27]



Obrázek 32: Dopplerovské křivky arteriálního toku. Dopředný a zpětný tok se zpracovávají samostatně ve dvou kanálech. [27]

K sondě se zpětně vrací echa od několika krevních elementů s různou rychlostí a různými směry. Analogovým zpracováním dopplerovských signálů vzniká tzv. *sumační křivka* – součet všech frekvenčních posunů za určitý čas. Dokonalejším zpracováním dopplerovského signálu je *spektrální analýza* na principu Fourierovy rychlé transformace, která signál převádí na grafický záznam a slyšitelný zvuk. Výsledná spektrální křivka je složena z velkého množství bodů různého jasu – světlá místa spektra odpovídají součtu stejných nebo hodnotou si blízkých frekvenčních posunů krevních složek. [22]

Při systole se proudění v arteriích zrychluje, což charakterizuje strmý vzestup systolické složky ve spektru. Při diastole se proudění v krevním řečišti naopak zpomaluje a ve spektru je diastolická fáze nižší. [22]



Obrázek 33: Normální tvar dopplerovské křivky arteria carotis interna se systolickou V_s a diastolickou V_d rychlostí průtoku. [22]

V ultrazvukové diagnostice se využívají čtyři základní dopplerovské metody:

- 1) *Metoda kontinuální emise (CW)* pracuje se sondou, která má dva vestavěné krystaly – emisní a registrační. Emisní krystal nepřetržitě vysílá ultrazvukové vlnění se stabilní frekvencí a krystal registrační průběžně zaznamenává echa ze všech cév ležící pod sondou. Nevýhodou CW metody je, že nedokáže lokalizovat hloubku signálu. Tato technika je vhodná pro periferní cévy, které mají konstantní lokalizaci. [22]
- 2) *Pulzní emise (PW)* využívá sondy s jedním krystalem pro emisi i zachycení odraženého echa. Touto metodou je možné měřit rychlost průtoku v přesně stanoveném místě (v tzv. vzorkovacím objemu). [22]
- 3) *Barevný systém dopplerovské tomografie (CFD)* slouží k analýze všech dopplerovských posuvů v určité oblasti. Echa jsou po zhodnocení převedena do černobílého a barevného spektra. Nepohyblivé struktury tvoří B-obraz a pohyblivé body vedoucí k dopplerovskému posuvu jsou barevné. Tok směrem k sondě je označen červeně, modře je značen tok od sondy a zelená značí turbulentní posun. Tmavší odstíny barev charakterizují pomalý průtok a světlé naopak tok rychlejší. Metoda CFD slouží ke zhodnocení průtoku v různých úsecích více cév najednou a ke zhodnocení cévních malformací [22]
- 4) *Technika colour doppler energy (CDE)* je modifikací CFD, ale má vyšší citlivost a dokáže tedy poskytnout informaci o perfuzi i v menších cévách s pomalým průtokem. [22]

3.5.4.2 Postup při vyšetření transkraniální dopplerovskou sonografií

Pacient musí být během vyšetření v klidu a průsvit cévního lumen a poloha vzorkovacího objemu musí být neměnná. Při vyšetření konkrétní cévy je nutno vhodně zvolit tzv. anatomické okno (přirozené zeslabení lebečních kostí) – transtemporální, transorbitální, transforaminální, popřípadě submandibulární okno. Každá céva musí být vyšetřena v odlišných hloubkách v celém svém průběhu. [22] [56]

Při TCD vyšetření je možné zvýšit poměr signál/šum a zlepšit kvalitu signálu intravenózním podáním kontrastní látky – plynové mikrobubliny aplikovány do krevního oběhu. Kvalitní záznam spektrální křivky pro analýzu hemodynamických parametrů také ovlivní správný výběr polohy sondy, velikost a umístění vzorkovacího objemu, akustická intenzita a nastavení rozsahu citlivosti zobrazení. [27] [56]

3.5.5 Klinické použití ultrasonografie a transkraniální dopplerovské sonografie při diagnostice mozku

Ultrasonografie je vyšetřovací metoda, která je indikována zejména v novorozeneckém a kojeneckém věku, kdy ještě není srostlá fontanela (vazivové spojení kostí). Vyšetření je novorozencům indikováno většinou na základě předchozího neobvyklého nálezu, např. zvětšený objem hlavy. [8] [22]

USG v dětském věku je doporučena k diagnostice různých typů intrakraniálního krvácení (viz kapitola 2.3.1.4), ischemických a hypoxicko-ischemických lézí mozku (viz kapitola 2.3.7), hydrocefalu (viz kapitola 2.3.6) nebo atrofie mozku (viz kapitola 2.3.1.5 a 2.3.5). Vhodná je také pro zobrazení neuroinfekcí – virových a bakteriálních onemocnění (encefalopatie, meningoencefalitidy, absces mozku – viz kapitola 2.3.3). Nedostačující je metoda USG v diagnostice edému mozku v časných fázích, kdy edém může v obraze zanikat a je zde vhodnější vyšetřovací metoda CT. Stejně tomu tak je u intrakraniálních nádorů, které sice u novorozenců a kojenců nejsou příliš časté, ale USG zde představuje pouze pomocnou zobrazovací metodu. [22]

Další možností klinického využití ultrasonografie je diagnostika cerebrovaskulárních onemocnění (viz kapitola 2.3.7). Ultrazvukové vyšetření je vhodné pro diagnostiku uzávěrů magistrálních mozkových arterií, což je účelné pro průkaz příčiny ischemické cévní mozkové příhody, detekci přítomnosti aterosklerózy, stenózy, trombózy cév nebo cévní anomálie. Pro diferenciaci stenózy od trombózy cévy umožňuje aplikace kontrastní látky. Aby bylo vyšetření pacienta komplexní mělo by zahrnovat i transkraniální dopplerovské vyšetření (TCD). [3] [8]

Transkraniální dopplerovská ultrasonografie v žádném případě nemůže konkurovat CT nebo MR angiografii, ale výhodou této vyšetřovací metody je neinvazivnost a svým způsobem i jednoduchost samotného vyšetření. Mezi nejdůležitější indikace k TCD patří vyšetření pacientů s okluzemi nebo stenózami intrakraniálních i extrakraniálních tepen, kde je možné určit stupeň stenotických změn v procentech a maximální rychlost v zúženém úseku. [8] [27] [56]

Dále je TCD indikováno pacientům s akutní cévní mozkovou příhodou ischemického původu, s chronickým cerebrovaskulárním onemocněním, s cévními malformacemi, s kraniocerebrálními traumaty a rozsáhlými lézemi mozku. Vyšetření je také vhodné pro stanovení mozkové smrti, průkaz a sledování vazospasmů nebo detekci mikroembolizací do nitrolebeční oblasti. TCD se využívá i pro peroperační monitoring při neurochirurgických operacích. [56]

U novorozenců a kojenců může dopplerovská metoda CFD podat kvalitní informaci o cévních strukturách a nahradit tak klasickou angiografii. Může detekovat cévní kmeny, zhodnotit cerebrální perfuzi, diagnostikovat vrozené cévní malformace, posoudit nitrolební hypertenzi. Technika CDE se klinicky využívá k diagnostice drobných cévních anomálií, zobrazení subarachnoidálních cév a k diferenciální diagnostice hemoragických a ischemických lézí. [8] [22]

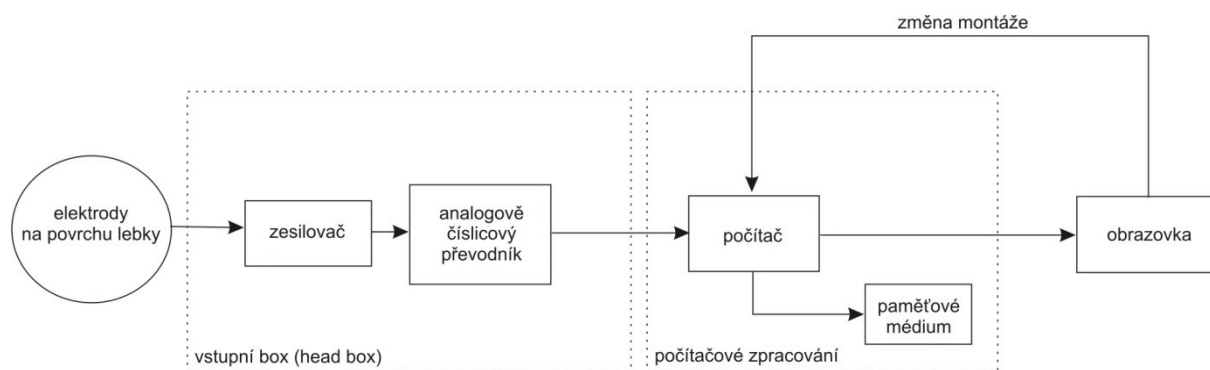
3.6 Elektroencefalografie (EEG)

Elektroencefalografie není výlučně zobrazovací metoda, ale jedná se o nejdéle používanou neinvazivní metodu pro vyšetření funkce mozku. Elektrody umístěny na povrchu lebky zaznamenávají elektrické biosignály, které jsou produkovány při aktivitě nervových buněk mozku, např. u fází spánku a vědomí nebo u metabolických poruch. Výsledný záznam se nazývá elektroencefalogram. [20] [44] [49]

3.6.1 Konstrukce elektroencefalografu

Veškerá elektronika je uložena v hlavici (head box), která je umístěna co nejbližší k pacientově hlavě. V hlavici se nachází zesilovač, který zesílí signál snímáný z povrchu hlavy na velikost vhodnou pro zobrazení. Pro zajištění elektrické bezpečnosti má zesilovač optoelektronickou vazbu. [49]

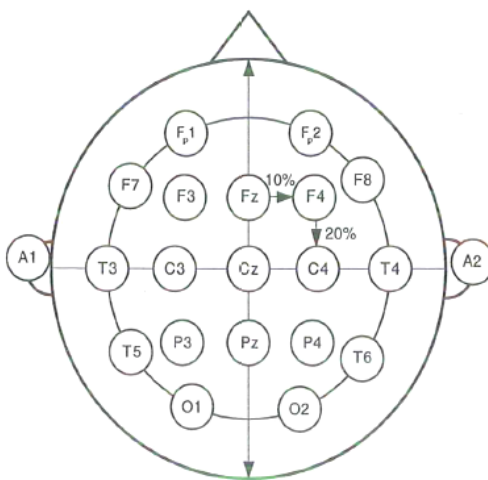
Dále je signál veden do A/D převodníku a poté do libovolného počítače, ve kterém je signál dále zpracováván v programu. [49]



Obrázek 34: Blokové schéma konstrukce digitálního elektroencefalografu. [49]

3.6.2 Snímání EEG signálů

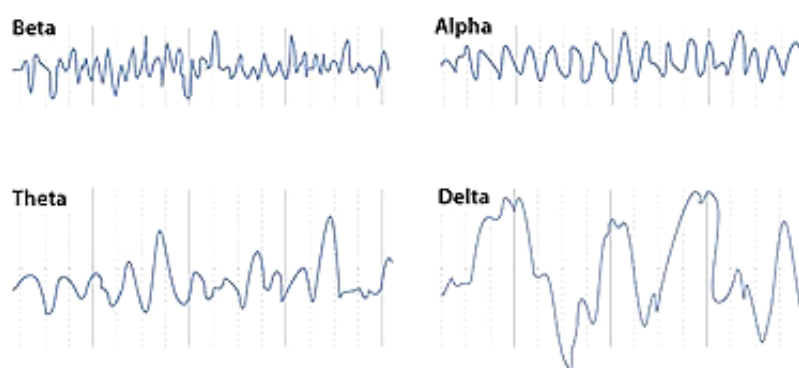
Elektrody jsou na povrchu lebky umístěny podle systému „10-20“ (Obrázek 35). Využívá se výčnělků na lebce, jejichž vzdálenost následně určuje vzdálenost 19 základních elektrod. Elektrody musí být z nepolarizovatelného materiálu – nejčastěji se jedná o elektrody stříbrné potažené vrstvou AgCl v kombinaci s elektrodovými gely, které snižují přechodový odpor. Elektrody pro dlouhodobé snímání signálů jsou na lebku nalepeny pomocí kolodia nebo EEG pasty, pro kratší záznamy se používají elastické čepice s předem zafixovanými elektrodami. [49]



Obrázek 35: Schéma elektrod umístěných podle mezinárodního systému „10-20“. [49]

Signál EEG tvoří sinusoidní vlny, které jsou rozděleny do pásem podle frekvence měřené mezi maximy a minimy. Pět klinicky nejvýznamnějších frekvenčních pásem (Obrázek 36):

- 1) *Delta* 3 Hz a méně (hluboký spánek, v bdělosti je patologické)
 - 2) *Theta* 3,5–7,5 Hz (kreativita, usínání)
 - 3) *Alpha* 8–13 Hz (zavřené oči, relaxace)
 - 4) *Beta* 14–30 Hz (neklid, logicko-analytické myšlení)
 - 5) *Gama* 30 Hz a více (zatím není zcela prozkoumáno, ale je spojeno s extrémní koncentrací)
- [20]



Obrázek 36: Příklad frekvenčních pásem EEG signálu. [20]

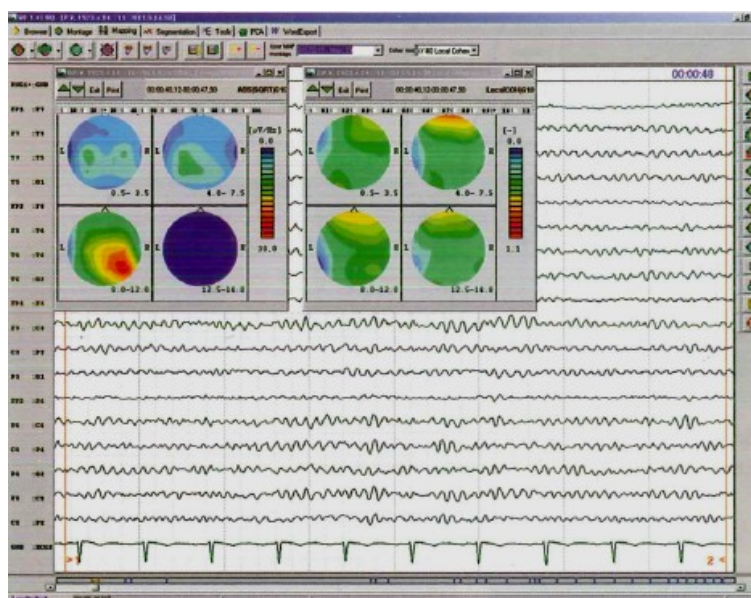
Vlny v pásmech α a β jsou normální a vlny s frekvencí nižší jsou většinou považovány za patologické. Patologická činnost se ve vlnách projevuje hroty, komplexy hrot-vlna, polymorfní delta aktivitou a jinými známkami. V signálu EEG se mohou objevit i tzv. *grafoelementy*, což jsou ojedinělé vlnové tvary, které mohou být způsobené technickými artefakty (z přístroje, z elektrod) nebo artefakty biologickými (polykání, kašel, mrkání). Mezi grafoelementy patří například k-complex objevující se před usnutím nebo SSS vlny, jejichž přítomnost z 98 % potvrzuje epilepsii. [20] [49]

3.6.3 Zpracování EEG signálu

Existuje několik metod pro počítačové zpracování EEG signálu. Mezi ty nejvýznamnější patří:

- 1) *Spektrální analýza* je nejrozšířenější metoda. Zpracování EEG signálu je pomocí rychlé Fourierovy transformace (FFT). Určitý úsek grafu je převeden z časové do frekvenční domény, z čehož lze poté určit množství vln v jednotlivých frekvenčních pásmech. [49]
- 2) *Zdrojové zapojení* bylo postupně vypracováno až na modelový postup, kdy je možné záznam snímáný z povrchu hlavy transformovat na záznam kortikální, který bylo dříve možné snímat jen umístěním elektrod přímo na povrch mozku. [49]

- 3) *Topografické mapování aktivity EEG* neboli „brain mapping“ je mapování výsledků FFT. Mapa vzniká lineární interpolací reálných (naměřených) hodnot z jednotlivých elektrod. Nevýhodou této metody je závislost na referenční elektrodě. Mapovat lze rozložení aktivity, interhemisferální nebo lokální koherenci, frekvenci (Obrázek 37), šíření hrotové aktivity povrchu hlavy nebo i statistické hodnocení (např. srovnání s předchozím vyšetřením). [49]
- 4) *Zpracování dlouhodobých záznamů EEG signálů* je důležité pro diagnostiku epilepsie, kde je nutno snímat EEG signál po dobu 24 až 72 hodin. Pro usnadnění hodnocení záznamu se používají postupy vyhledávající typické grafoelementy nebo automaticky hodnotící křivku. Dlouhodobé sledování signálu EEG může být také v kombinaci s videozáznamem chování pacienta. [49]
- 5) *Aplikace neuronových sítí* se používají pro vyhledávání grafoelementů – technických, biologických nebo patologických. [49]
- 6) *Dipólová analýza* slouží k lokalizaci jednoho až tří zdrojů patologie v mozku, které se na povrchu projevují epileptiformní aktivitou. Cílem je snímání aktivity ze zanořených multietážových elektrod pro nalezení epileptického ložiska, což by nahradilo neurochirurgickou metodu. [49]
- 7) *Evokované potenciály* lze získat opakováním stejných podnětů a snímáním EEG signálu nad oblastmi mozku, ve kterých dochází k jejich zpracování. Zprůměrováním získáme křivku téměř bez spontánní aktivity. Běžně se vyšetřují např. zrakové evokované potenciály, kmenové sluchové potenciály nebo kognitivní potenciály. [49]



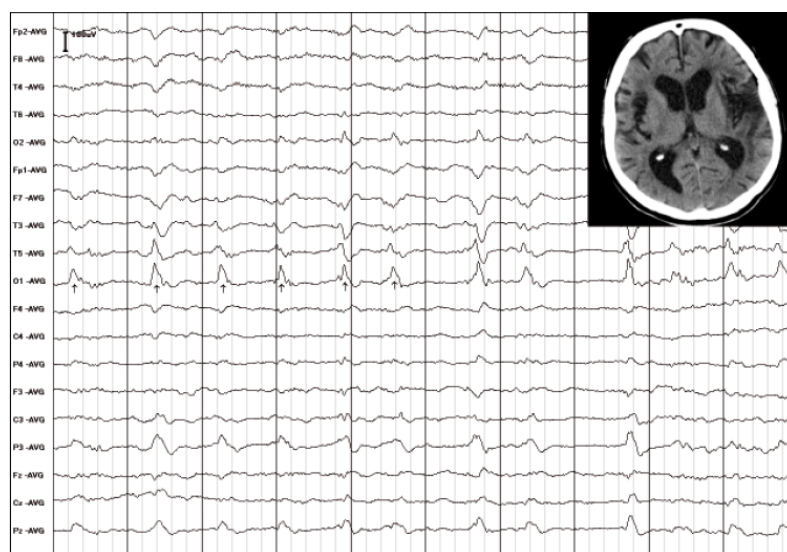
Obrázek 37: Topografické mapování frekvence (nahore vlevo) a lokální koherence (nahore vpravo) s EEG signálem v pozadí. [49]

3.6.4 Klinické použití elektroencefalografie při diagnostice mozku

Elektroencefalografie patří k nejdůležitějším diagnostickým metodám v neurologii. EEG se využívá při podezření na poškození mozku, které je odhaleno detekováním změny v elektrické aktivitě mozku. Indikace k EEG je v případě záchvatových onemocnění, po mozkové příhodě, při ztrátě vědomí, zánětech, úrazech nebo otřesu mozku. [20]

Pacient je vyšetřován na EEG pro detekci epileptických záchvatů, které jsou časté po hemoragické a ischemické cévní příhodě nebo po subarachnoidálním krvácení, dále pro nejasné záchvatové stavy jako je třes, agitovanost nebo žvýkací pohyby. EEG je také vhodné pro včasnou detekci ischemie po subarachnoidálním krvácení nebo pro detekci lézí s předpokládanou změnou hemodynamických parametrů. [64]

U pacientů s poruchami vědomí je EEG pomocnou metodou a výsledky by se měly hodnotit v souvislosti s výsledky a nálezy jiných vyšetření. Při prohlubování kómatu dochází u pacientů ke zpomalování aktivity a snížení jejich reaktivity. EEG vyšetření u nemocných s poruchou vědomí má za cíl poskytnout objektivní posouzení stupně mozkové dysfunkce, sledování vývoje komatózních stavů, určit rozsah a eventuálně i lokalizovat mozkové léze nebo jinou příčinu poruchy vědomí, diferenciaci toxicko-metabolického postižení a v neposlední řadě určit prognózu kómatu. [64]



Obrázek 38: Záznam EEG po epileptickém záchvatu u pacienta s mnohočetnými postischemickými lézemi, zejména v levé hemisféře. [64]

4 NEUROTHERAPEUTICKÉ PŘÍSTROJE

Léčba neboli terapie je proces, který vede k uzdravení pacienta, čemuž může napomáhat právě terapeutická technika. Vzhledem k rozmanitosti možností léčby v neurochirurgii se následující kapitola věnuje zejména novým moderním metodám v terapii, které jsou dostupné i v mnoha zdravotnických zařízeních v České republice.

Nejvyšším stupněm vývoje jsou v současné době hybridní operační sály, které v jedné místnosti slučují techniku, jak pro diagnostiku, tak pro terapii.

4.1 Hybridní sály

Hybridní sály jsou moderní operační sály, které zahrnují špičkové zobrazovací systémy. Hybridní technika lze použít ke kombinaci více operačních zákroků, k obrazem naváděné léčbě, k preoperačnímu monitoringu a zároveň na tomtéž sále mohou být prováděna předoperační i pooperační vyšetření. Hybridní sál svým vybavením a sterilními podmínkami umožňuje lékařům provádět miniinvasivní i otevřené chirurgické výkony. Operační výkony na hybridních sálech zajišťují rychlou a vysoce kvalitní péči v akutních případech. [47] [52] [59]

Na základě nových poznatků byly na hybridních operačních sálech vytvořeny nové pracovní postupy např. pro resekci nádorů hypofýzy vedené 3D obrazem nebo postupy pro léčbu cerebrovaskulárních onemocnění. [52]

4.1.1 Vybavení hybridního sálu

Vybavení hybridního sálu by mělo být založeno na moderní technice jako je C-rameno (viz kapitola 4.1.1.2), MR (viz kapitola 3.3), CT (viz kapitola 3.2) nebo jejich kombinace odvíjející se od typů výkonů provádějících se na sále. V neurochirurgii se jedná o sál vybavený zejména CT a v cévní chirurgii C-ramenem. [47]

Celý systém musí zahrnovat anesteziologickou jednotku, speciální operační stůl a monitory s vysokým rozlišením. Chirurgické instrumenty musí být kompatibilní se zobrazovací technikou, zejména s magnetickou rezonancí. Na sále musí být dodržována přísná sterilita, při které je nutností krytí přístrojové techniky, C-ramene i stolu pomocí igelitu. [47]

Na sále by měly být přítomny ochranné prvky, které ochrání zdraví pacienta i operačního týmu jako jsou filtry zamezující průniku aerosolů z venkovního prostředí nebo klimatizace, která výměnou vzduchu ředí koncentraci škodlivin. [47]

Pro průtok vzduchu je na operačním sále nejvhodnější laminární proudění. Vzduch je do místnosti přiváděn ze stropních panelů nízkou stálou rychlostí a kontaminovaný vzduch je poté odvodnými otvory po stranách místnosti odváděn pryč. [47]

V medicíně se dnes již využívají počítače se systémy DICOM nebo PACS, díky nimž funguje zobrazovací technika a je zajištěna vzájemná komunikace mezi lékaři a nemocniční databází. [47]

Novým trendem je přecházet na bezdrátové přístroje (bluetooth nebo wi-fi), jejichž pomocí bude moci lékař udílet okolnímu týmu pokyny pomocí headsetu. Na nejmodernějších hybridních sálech lze hlasem ovládat také operační stůl, osvětlení, prohlížení snímků na obrazovkách nebo zoomování a zaostření operačních mikroskopů – tzv. voice control. [47]



Obrázek 39: Hybridní sál se systémem Siemens Artis Zeego – Presbyterian Hospital, New York, USA. [52]



Obrázek 40: Hybridní sál se systémem Siemens Axiom Artis – Saitama University, Saitama, Japonsko. [52]

4.1.1.1 Zobrazovací technika

Hybridní sály musí zahrnovat špičkové monitory o velkém rozlišení. Jedná se o ploché LCD obrazovky, které musí být na sále rozvrženy tak, aby byly viditelné všem členům týmu, protože jsou na nich zobrazeny veškeré průběžné snímky, fyziologický monitoring a hodnoty z laboratoře. [47]

Zobrazovací jednotka by měla být vyrobena z plastového materiálu s antibakteriálním povrchem, měla by mít dotykový displej a vysoké rozlišení s dostatečnou barevnou hloubkou. Dotykové panely na obrazovce operačnímu týmu umožňují regulovat optimální podmínky na sále (klimatizaci, osvětlení). [47]

Monitory mohou být samostatně upevněny na stropě nebo mohou být umístěny vedle sebe do jednoho souvislého panelu. Pro pohodlnou práci chirurga je důležitá možnost nastavení monitoru do polohy jeho očí. [47]

Jednou z dalších možností je širokoúhlá obrazovka navržená firmou Siemens k C-ramenům, která dokáže zobrazit všechny snímky na jedné ploše. Zvláštní typ pak tvoří širokoúhlé informační panely tzv. dashboards poskytující aktuální informace a další důležité hodnoty pro anesteziology a chirurgy – data o pacientovi, popis výkonu, alergie, předoperační informace vztahující se k zákroku nebo průběh operace pomáhající týmu orientovat se, ve které části operace se právě nachází. [47]



Obrázek 41: Širokoúhlá obrazovka Artis Zee Large Display od firmy Siemens. [52]

4.1.1.2 C-ramena

C-rameno tvoří ústřední bod celého sálu. Skládá se z rentgenky a zesilovače obrazu (plochý detektor) spojené ramenem do tvaru písmena C, což umožňuje lepší přístup k pacientovi a rotaci kolem jeho vodorovné osy. [47]

Tento přístroj našel své uplatnění zejména při léčebných endovaskulárních zákrocích v angiografii, čemuž přispívá možnost přístroje provádět fluoroskopii včetně digitální subtrakční angiografie (DSA). [47]

C-rameno na hybridním sále je fixně připevněné k podlaze nebo ke stropu, což zaručuje lepší zobrazovací kvalitu a nižší radiační zátěž pacienta i personálu oproti mobilním C-ramenům. C-rameno

přípevněné k podlaze má výhodu v lepším přístupu k hlavě pacienta při neurochirurgických zákrocích a lépe splňuje laminární proudění vzduchu a požadavky na sterilitu. [47] [52]

Jako příklad systému C-ramene může být uvedeno robotické rameno *Artis Zeego* od firmy Siemens, jehož flexibilita umožňuje zobrazení vyšetřovaných orgánů z různých úhlů. Spojení přístroje se softwarem *syngo DynaCT* umožňuje 3D zobrazování měkkých tkání s podrobným znázorněním patologického ložiska, což chirurgům usnadňuje rozhodování o dalším postupu na operačním sále. 3D snímky jsou rychle rekonstruovány ve vyhodnocovací stanici, která je součástí zařízení, naléhavé případy tedy mohou být ošetřeny bezprostředně bez snímků z CT. Jiným příkladem softwaru je *syngo iGuide* pro vizualizaci výkonu pomocí jehly zaváděné do těla pacienta, který je výhodný zejména u obézních pacientů. [47] [52] [59]

Dalším příkladem C-ramene je *Siemens Axiom Artis*, které se skládá z dvojice rentgenky a plochého detektoru umístěné na stropě a druhé dvojice umístěné na podlaze. Jedná se tedy o dvou rovinné C-rameno s vysokým výkonem pro DSA, fluoroskopii a metodu roadmapping. Díky rychlému zpracování obrazu a rychlému zobrazení anatomie ve dvou rovinách poskytuje dobré radiologické zázemí v diagnostice a při chirurgických zákrocích, což umožňuje přechod k miniinvasivní léčbě v neurochirurgii. [47] [59]



Obrázek 42: C-rameno Artis Zeego od firmy Siemens - znázorněné pohyby v osách robotického ramene. [52]

4.1.1.3 Operační stoly

Operační stoly na hybridních sálech musí být kompatibilní se zobrazovacím systémem. Sály s CT a C-rameny používají transparentní stoly s deskou z uhlíkových vláken. V případě, že se na sále vyskytuje magnetická rezonance, musí být stůl vyroben z MR kompatibilních materiálů. Karbonová deska neobsahuje žádné kovové prvky a dokáže tedy zajistit kvalitní obraz a díky svým absorpčním vlastnostem snižuje i radiační dávku. Operační stoly musí být svou polohou zcela přizpůsobitelné zobrazovacím systémům, jak svoji výškou, tak úhlem jejich natočení. Stoly umožňují naklánění pacienta do boku a do Trendelenburgovy a obrácené Trendelenburgovy polohy. [47] [52]

4.1.2 Operační výkony na hybridních sálech

Hlavní přínos mají hybridní sály v miniinvazivní léčbě, která méně zatěžuje lidský organismus oproti běžným otevřeným chirurgickým postupům. Na hybridních sálech dochází k propojení intervenční radiologie s neurochirurgií, případně i s obrazem naváděnou léčbou. [47] [59]

V akutních případech, kdy musí být diagnostika a léčba provedena, v co nejkratším časovém úseku, jsou právě hybridní sály velkou pomocí. Na jednom operačním stole zde proběhne diagnostika pacienta, operační výkon i pooperační vyšetření bez nutnosti přesunu pacienta. [47]

Špičková zobrazovací technika umožňuje rychlé, zcela přesné detailní zobrazení, což vede k přesnosti a bezpečnosti zákroku, k eliminaci poškození okolních struktur a k zabránění neočekávaných komplikací. Pacientovi se tak maximálně zkrátí doba strávená v nemocnici a jeho návrat do běžného života bude rychlý, s minimem komplikací a bolesti. [47]

Indikací k operačnímu výkonu na hybridních sálech je v podstatě málo, ale předpokladem do budoucna je, že se seznam bude dále rozšiřovat. Na hybridních sálech světových nemocnic se v neurochirurgii provádějí operační výkony nádorů v oblasti hlavy, resekce pro epilepsii, stenóz arterie carotis interna nebo operace aneurysmat. [47]

4.2 Neuronavigace

Neuronavigační systémy slouží k přesnému předoperačnímu plánování a peroperační orientaci chirurga. Napomáhají chirurgům co nejpřesněji a nejšetněji naplánovat chirurgický přístup k cílové lézi s ohledem na okolní neurovaskulární struktury. Neuronavigace dokáže neurochirurgům zodpovědět základní otázky typu: V jakém místě operovaného mozku se právě nacházejí a co se vyskytuje na druhé straně operované mozkové struktury. [18] [46]

Hlavním úkolem neuronavigace je přesně lokalizovat intracerebrální patologické procesy a nalézt k nim nejlepší možnou cestu. [30]

Peroperační technika sloužící k lokalizaci lézí je založena na znalostech orientačních bodů na kostech lebky – koronární šev, zevní okcipitální hrbol a na zkušenostech neurochirurga s 3D orientací. Po kraniotomii se další orientační body vyskytují na anatomických strukturách uvnitř lebky, jako jsou nervy, cévy a specifické kostní body. [30]

4.2.1 Princip neuronavigace

Hlavní princip neuronavigace je založen na vytvoření virtuálního spojení mezi digitálními obrazovými daty a reálnou anatomickou strukturou. [50]

Neuronavigační systém zahrnuje tři základní prvky:

- zobrazovací systém (CT, MR) pro získání prvotních dat,
 - ukazovací zařízení (kalibrovaná sonda navigátoru),
 - vysokokapacitní počítačovou pracovní stanici pro ukládání dat a jejich 3D rekonstrukci.
- [50]

Každý neuronavigační systém se řídí stejnými kroky s cílem propojit chirurgický výkon a obrazy anatomické struktury získané před a během operace:

1) Předoperační získávání dat požadované anatomické struktury pacienta

Vzhledem k tomu, že neuronavigace je 3D proces, musí být snímky používané při neuronavigaci taktéž 3D. Ze zobrazovací techniky je získána série dvojrozměrných plošných řezů podél zvolené osy a jejich následnou rekonstrukcí vznikají trojrozměrné obrazy, např. obrazy z CT pořízené v přesném časovém intervalu za sebou a v co nejmenší vzdálenosti mezi sebou poskytují 3D obraz. Čím menší je odstup mezi jednotlivými snímky, tím přesnější 3D obraz je. Ve většině případů je pro předoperační akvizici dat upřednostňována magnetická rezonance. [30] [46] [47]

Potřebné je nejen zobrazení anatomických struktur, ale také funkčních oblastí mozku, aby neurochirurg mohl operovat na základě obou těchto poznatků. Informace o funkčnosti mozku nám podává PET, SPECT, fMR nebo magnetoencefalografie. [18] [30]

Kombinace funkčních a anatomických obrazů zajistí vysoké anatomické rozlišení a naplánování nejvhodnější trajektorie pro resekci lézí tak, aby byla šetrná k funkčním mozkovým oblastem v okolí léze. Fúze obrazu může být provedena automaticky nebo manuálně neurochirurgem skládáním obrazu ze dvou sad – např. z PET a MR nebo CT. [18] [30] [50]

Výsledné obrazy jsou poté prostřednictvím počítačové sítě, CD nebo paměťové karty importovány do navigačního systému. [30]

2) Předoperační registrace pacienta

Registrace pacienta je jeden z nejdůležitějších kroků u operace s neuronavigací. Každý z předoperačních obrazů vznikl na základě Kartézského koordinačního systému, který udává tzv. dočasnou adresu každého zobrazeného bodu. Z tohoto důvodu je nutné po 3D rekonstrukci povrchu kalvy pacienta, každý zobrazený bod na obraze koregistrovat s konkrétní anatomii hlavy daného pacienta. [46] [50]

Registrace se provádí v úvodní fázi operace na operačním sále po zafixování hlavy pacienta do Mayfieldova trojbodového rámu, ke kterému je připojen referenční rám se speciálními diodami (LED). Je nesmírně důležité, aby pozice hlavy, Mayfieldova rámu a referenčního rámu s LED zůstala stabilní a konstantní. Změna pozice jednoho ze tří prvků by vedla k závažným chybám a k selhání navigace. [30] [46]

Registrace může být provedena třemi odlišnými způsoby:

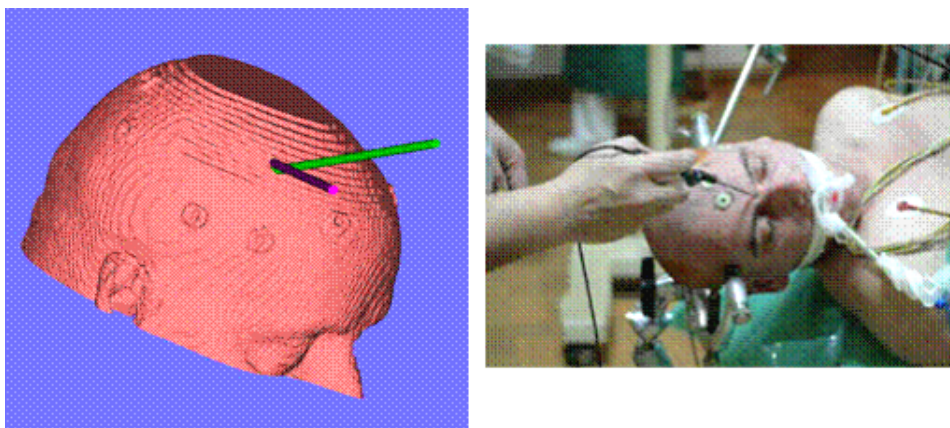
- „*fiducials*“ – speciální MR nebo CT kontrastní markery, které jsou nalepeny na kalvu pacienta ještě před předoperačním vyšetřením. Pro zvýšení přesnosti je důležité použít, co nejvíce markerů (optimálně 12–15), které budou rozmístěné v různých úrovních hlavy. [30] [46]
- „*landmarkery*“ – zevní orientační anatomické body na obrazech pacienta. Je doporučeno použít více landmarkerů, např. špička nosu, vrchní a spodní hranice uší, vnitřní a vnější hranice očí. [30]

- *registrace rozpoznáním kontury obličeje* – podle předností je vybráno velké množství bodů (více než 100) na pokožce hlavy, kolem nosu, čela, uší, atd. Navigační software rozpozná součet těchto bodů a získá tak konturu obličeje překrývající 3D virtuální obličejovou rekonstrukci. Tato metoda se nepovažuje za příliš přesnou. [30]

Proces registrace je realizován dotykem každého předdefinovaného markeru pomocí kalibrované sondy zařízení. Přesnost registrace se pohybuje v průměru 1–2 mm. [18]

Během operačního výkonu dochází k posunu mozku (tzv. „brain shift“ efekt), čímž dochází k další nepřesnosti. Je zde tedy i možnost využít landmarkery implantované přímo do lebky, které nejsou závislé na „brain shift“ efektu a jejich poloha je neměnná. [30] [50]

Po registraci, ale před zahájením samotné operace, je vhodné provést opětovnou kontrolu přesnosti registrace dotekem různých částí pacientova obličeje pomocí nástroje rozpoznávaného navigací. [30]



Obrázek 43: Registrace pacienta pomocí markerů přilepených na kůži („fiducials“). [30]

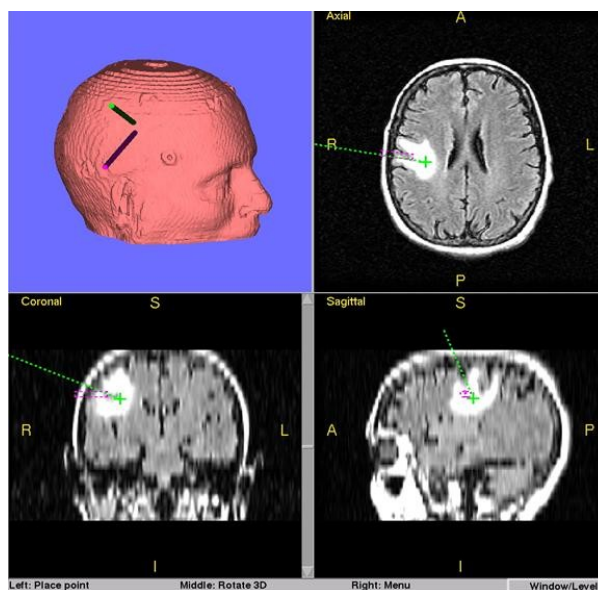
3) Peroperační lokalizace

Interaktivní lokalizační zařízení slouží k určení vzájemného vztahu obrazového a reálného souboru dat. [46]

Systém složený ze tří CCD kamer je založen na prostorové triangulaci. Úkolem každé z kamer je zaměřit infračervené světlo emitované z LED diod referenčního rámu a určit tak polohu této LED. Musí být zachována přímá viditelnost mezi LED a kamerami. Přesná poloha je získána porovnáním informací obdržených z těchto tří kamer s přesností až 0,4 mm. [30]

LED diody mohou být součástí sondy navigátoru a jejich emitované záření je zaměřeno CCD kamerou stojící mimo operační pole. Druhou možností je běžně používaný chirurgický nástroj, na který je připevněn speciální nástavec s LED diodami. LED diody jsou umístěné na přesně stanovené místa do určitých vzdáleností mezi sebou a emitují nebo odrážejí světlo během chirurgického zákroku. Tyto LED určují přesnou polohu špičky nástroje. [18] [30] [47]

Prostřednictvím kamery jsou zaznamenaná data transportována do počítače a na monitoru jsou ve výchozím nastavení zobrazeny obrazy v axiální, sagitální a koronární rovině spolu s 3D rekonstrukcí. Všechny obrazy jsou během operace ukládány ve formátu JPEG. [30]



Obrázek 44: 3D rekonstrukce a axiální, koronární a sagitální rovina zobrazeny na monitoru neuronavigace. [30]

4) Vizualizace a chirurgický zákrok

Kdykoliv během operačního výkonu může chirurg podle svého uvážení verifikovat svou polohu v operačním poli kontaktem operovaného místa sondou navigátoru. Špička navigátoru je zobrazena na monitoru ve třech standardních rovinách nebo v prostorovém obraze jako sledovaný bod. Pro ještě lepší orientaci chirurga mohou být vytvořeny i další roviny nebo 3D zobrazení jakékoliv anatomické struktury. Chirurg může pomocí tohoto zobrazení určit cíl, jehož obrys bude zvýrazněn definovanou barvou, optimální operační přístup k této cílové oblasti nebo se těmito obrazy může řídit v průběhu celého operačního zákroku. [30] [46]

V některých případech bývá obtížné sledovat reálnou situaci v lebce a zároveň obraz na monitoru, proto je preferováno umístění monitoru u pacientových nohou. Druhou volbou může být kombinace virtuálního obrazu promítaného přes reálný obraz do okuláru mikroskopu. [30]

5) Peroperační kontrola

Hlavní nedostatek neuronavigačních systému se projevuje při změně intrakraniálních anatomických vztahů během operačního výkonu. Tzv. brain shift efekt je jev při kterém dochází k posunu mozkové tkáně, což vede k nepřesnosti při navigaci a neplatnosti zobrazovaných dat. Posun mozku je závislý na poloze pacienta, edému mozku, krvácení, změně objemu mozkomíšního moku, resekci mozkové léze nebo objemu krve v mozku. [18] [46]

Aktuální rozdíl oproti předoperačním snímkům může vést k odlišnostem až několika cm. Tento nedostatek je vyřešen pomocí intraoperačního zařízení (iMR nebo iCT), které je schopno poskytnout obraz v reálném čase. iMR může tedy sloužit k posouzení mozkové tkáně během chirurgického zákroku, např. k odhalení zbytku nádorové tkáně, což může vést

k provedení dodatečné resekce během jedné operace nebo k naplánování dalšího postupu léčby. [18] [46]

Nová peroperační data se opakovaně přenášejí do počítače navigačního systému, aby došlo k aktualizaci neuronavigace. Nutností je opětovná registrace. Během operace je nezbytné stále kontrolovat přesnost a vyvarovat se tak ublížení pacientovi. [18] [46] [50]

4.2.2 Výhody a nevýhody neuronavigačního systému

Navigační systémy se prokázaly svou bezpečností, účinností, přesností jako dobrým pomocníkem v moderní neurochirurgii. Neuronavigace nemůže sloužit jako náhrada za chirurga, ale doplňuje jeho zkušenosti a znalosti neuroanatomie pro dosažení lepšího výsledku. Od klasického neurochirurgického výkonu se navigovaná neurochirurgická operace liší v informovanosti chirurga během operace a jeho schopnosti předvídat na základě kontinuálního obrazu. [18] [46] [50]

Díky přesnému předoperačnímu zobrazení kortikálních struktur, gyrifikace, sulků a jejich vztahu k okolí dochází k výrazné minimalizaci kraniotomie, k redukci rané morbidity a k výraznému zkrácení operačního času. [46]

Všechny chirurgické kroky mohou být neuronavigací nasimulovány, čímž může být určen nejvhodnější přístup k lézi. Může být nadefinováno i více trajektorií k cíli než pouze jedna. Malé léze ve funkčních oblastech mozku jsou operovány radikálněji s menší nemocností v porovnání s operačními zákroky bez neuronavigace a během jedné operace může být docíleno více lézí. Peroperační zařízení mohou podávat přesné informace o lokalizaci navigátoru intracerebrálně v reálném čase, na jejichž základě může být aktuálně změněn směr operačního vstupu. [46] [50]

Přesnost neuronavigačního systému závisí na několika faktorech – tloušťka řezu naskenovaných obrazů, která následně ovlivňuje i přesnost registrace, pohyb pacienta, artefakty ve skenech z CT a MR, posun kůže, chyby v obrysu celého objemu tumoru. Konečná přesnost operace je na jedné straně omezená nepřesnou registrací obrazu pacienta a na druhé straně neustálými změnami mozkové tkáně během průběhu chirurgického zákroku. Většina dostupných neuronavigačních systémů splňuje průměrnou peroperační přesnost 2–3 mm. Výjimku tvoří chirurgické výkony na bazi lební, mozkovém kmeni nebo míše, které vyžadují ještě větší míru preciznosti. [18] [50]

Nevýhodou mohou být velké rozměry sondy, což omezuje manipulaci pod mikroskopem a její zavedení do úzkých operačních oblastí, např. do kosti skalní. Pohled chirurga musí být neustále měněn z mikroskopu na monitor, zatímco sondou lokalizuje anatomickou strukturu, což může vést k neúmyslnému způsobení neurologického trauma. [18]

4.2.3 Klinické uplatnění neuronavigace

Moderní neuronavigační systémy přináší významnou míru komfortu a bezpečnosti jak pro pacienta, tak pro neurochirurga. Neuronavigace by měly doprovázet zejména operace baze lební, mozkových nádorů a funkční neurochirurgii. [30]

Neuronavigace je užitečná pro lokalizaci cévních struktur obklopující tumor nebo pro lokalizaci lézí v různých šterbinách mozku. Pomáhá definovat přesnou hranici tumoru a resekci na bazi lební. [18]

Neuronavigace se tedy uplatňuje především při operacích:

- mozkových metastáz,
- resekci mozkových gliomů,
- intracerebrálních a hemisferálních mozkových nádorů,
- některých typů vaskulárních malformací (kavernomu),
- funkčních neurochirurgických operací,
- při vzácnějších indikacích jako jsou nádory baze lební nebo nádory hypofýzy. [46]

4.2.4 Výrobci navigačních systémů

V současné době je na trhu řada firem s různými typy navigačních systémů. Mezi vedoucí světové producenty neurochirurgických navigačních systémů patří *Brainlab* (viz kapitola 4.2.4.1), *Medtronic* (viz kapitola 4.2.4.2) a *Siemens* (viz kapitola 4.2.4.3).

Neuronavigační systémy produkuje i mnoho dalších firem jako – *Stryker*, která vyvinula optický chirurgický neuronavigační systém s pokročilými schopnostmi automatické segmentace oblastí zájmu (nádory, mozek, cévy), automatické registrace pacienta a automatické fúze obrazu z několika zobrazovacích zařízení. Chirurgické neuronavigační systémy od firmy *NDI* fungují na základě optické technologie. Další možností je neuronavigační systém *Neuropointer* od firmy *Fiagon*, který má malé rozměry, ale vysokou přesnost. [37]

Existují i neuronavigační systémy pro transkraniální magnetickou stimulaci (TMS), které využívají dat z MR pomocí nichž je přiložena cívka nad požadovanou kortikální oblast. Mezi TMS neuronavigační systémy patří kupříkladu *Visor2TM* od firmy *ANT neuro*, *Brainsight TMS* od *Rogue Resolutions* nebo *Syneika One* od firmy *Syneika*. [37]

4.2.4.1 Brainlab

Brainlab vyvíjí navigační systémy používané od plánování trasy a navigace, přes správu dat a intraoperativní zobrazování, což pomáhá lékaři plně využívat všechny údaje o pacientovi. [5]

Brainlab pro obrazem navigovanou chirurgii odpovídá flexibilitě na operačních sálech a díky rozsáhlým softwarovým aplikacím lékařům umožňuje přizpůsobit si svůj navigační systém podle potřeb. [5]

1) Navigační systémy Brainlab:

- *Kick*, který je mobilní a slouží k účinné a velmi pečlivé navigaci. [5]
- *Kolibri* s malým půdorysem, lehkou a mobilní konstrukcí umožňující přenos na jiné operační sály. [5]
- *Curve* je velmi ergonomický s možností snadné pohyblivosti a nasměrování dotykového monitoru. [5]
- *Curve Dual Display* má větší flexibilitu díky dvěma monitorům. [5]

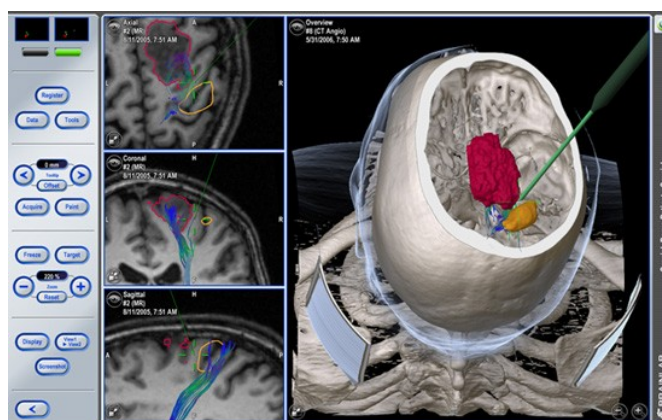
Všechny navigační systémy jsou kompatibilní se současnými Brainlab navigačními aplikacemi. [5]



Obrázek 45: Navigační systém Brainlab Curve. [5]

2) Kraniální aplikace pro neuronavigaci

Pomáhá lékařům najít nejvhodnější přístup do lebky před provedením řezu a zajistit tak malý otvor při kraniotomii. Aplikace umožňuje sledovat chirurgické nástroje v reálném čase a zobrazovat jejich pozici ve vztahu k pacientovi. Uživatelské rozhraní má dotykové ovládání a registrace pacienta probíhá rychle – dotykem kůže ukazatelem nebo laserem. [5]



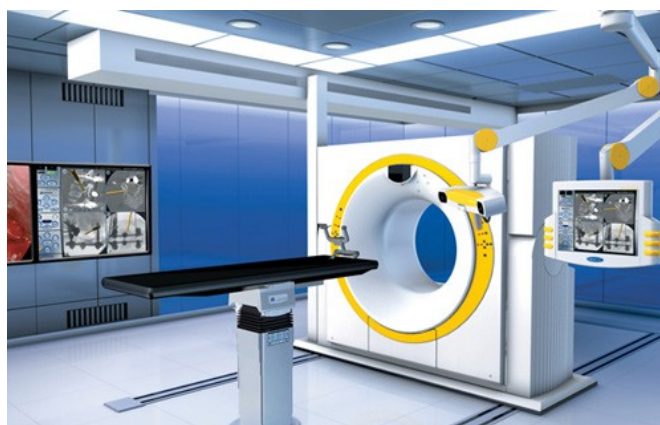
Obrázek 46: Brainlab navigační aplikace pro kranium. [5]

3) Kraniální software pro plánování

iPlan je schopen vytvořit efektivní léčebný plán pro každý zákrok s šetrným přístupem k okolní zdravé tkáni. Umožňuje automatickou fúzi obrazu všech anatomických a funkčních dat v průběhu plánování. Jeho součástí je automatický atlas sloužící jako pomoc chirurga při ručním nastínění kritických oblastí pacienta v anatomických datech. [5]

4) Intraoperační zařízení

- *iMR* slouží k optimalizaci pracovního postupu u pokročilých lebečních výkonů. Vyšetření spojené s hlavovou cívkou MR umožní dokonalé zobrazení vnitřních struktur. [5] [47]
- *iCT* slouží k okamžitému ověření chirurgických výsledků a optimalizaci klinického pracovního postupu bez nutnosti přesunu pacienta. Intraoperační CT vyšetření probíhá pomocí posuvné gantry CT skeneru, která se pohybuje po kolejích přes operační stůl. Rychlá proveditelnost, rychlá akvizice dat a následná aktualizace navigačního systému. *iCT* se využívá zejména u nádorů z kostěných struktur lebky a pro kontrolu resekce nádorů – metastázy, meningeomy, nádory hypofýzy. [5] [47]



Obrázek 47: Brainlab iCT. [5]

4.2.4.2 Medtronic

Navigationální systémy Medtronic chirurgům taktéž pomáhají vykonávat bezpečnější a přesnější postupy při operačních zákrocích. [38]

1) Navigační systémy Medtronic:

- *StealthStation S7* nabízí výběr mezi klasickou optickou chirurgickou kamerou a elektromagnetickým systémem *AxiEM*. AxiEM využívá zmenšeného navigačního senzoru pro sledování hrotu chirurgického nástroje (endoskopy, jehly, katétry). Systém *StealthStation S7* je jednoduchý v mobilním provedení s velkoplošnou obrazovkou s vysokým rozlišením. [38]



Obrázek 48: Elektromagnetický navigační systém Medtronic AxiEM. [38]

- *StealthStation i7* je stropní navigační systém pro optimalizaci místa na operačním sále. [38]



Obrázek 49: Navigační systém Medtronic StealthStation i7. [38]

- *StealthStation iNav* je přenosný navigační systém. [38]
- 2) **Software pro plánování**
 - *StealthViz Planning Station* je aplikace pro 2D nebo 3D plánování. Zjednodušuje prohlížení snímků, zpracování a případnou změnu navigace. Je zde možnost extrahovat relevantní informace, naplánovat a připravit data pro export do systému *StealthStation* a následně je použít u chirurgického zákroku. [38]
 - 3) **Intraoperační zařízení**
 - *Polestar Surgical MR* slouží k zobrazení mozku pacienta v reálném čase při resekci tumoru a eliminuje tak nejistotu plynoucí z posunu mozku během operačního zákroku. Je plně kompatibilní se standardním vybavením a chirurgickými nástroji na operačním sále. [38]

4.2.4.3 Siemens

Firma Siemens nabízí navigační systémy ke svým C-ramenům (viz kapitola 4.1.1.2), které se používají právě při zákrocích navigovaných obrazem nebo při minimálních invazivních výkonech. Navigační systémy *NaviLink* a *NaviVision* jsou chirurgické navigace s intraoperačním 3D zobrazováním. [52]

C-ramena Siemens Arcadis Varic a Arcadis Orbic je možné opatřit 2D navigačním rozhraním *NaviLink 2D* a C-rameno Arcadis Orbic 3D navigačním rozhraním *NaviLink 3D*. Registrace pacienta probíhá automaticky a není potřeba předoperačního ani pooperačního CT. [52]

Systém *NaviVision* se skládá z C-ramene Arcadis Orbic 3D a navigačního systému od firmy Brainlab připojeného pomocí rozhraní *NaviLink 3D*. Má nízké nároky na prostor, protože hlavní komponenty jsou sjednocené na jeden mobilní vozík. [52]



Obrázek 50: Navigační systémy Siemens: vlevo – NaviLink; vpravo – NaviVision. [52]

4.3 Robotická chirurgie – da Vinci systém

Da Vinci je minimálně invazivní robotika využívající nejnovějších chirurgických a robotických technologií. Spojuje odbornou práci chirurga, mikromechaniku, 3D vizualizaci a počítačové řízení. Je velkým přínosem u složitých operací, kde umožňuje lékaři operovat se zvýšenou vizualizací, přesností, zručností a kontrolou. S da Vinci chirurgickým systémem mohou chirurgové operovat pouze přes miniaturní vpichy v těle pacienta. [9] [12]

4.3.1 Konstrukce a princip da Vinci systému

Da Vinci systém je víceračenná soustava simulující pohyby rukou chirurga v těle pacienta. Konstrukce systému da Vinci je ergonomicky navržena tak, aby operátor mohl při výkonu pohodlně sedět a mít přirozenou polohu rukou a očí na operační konzole. [29]

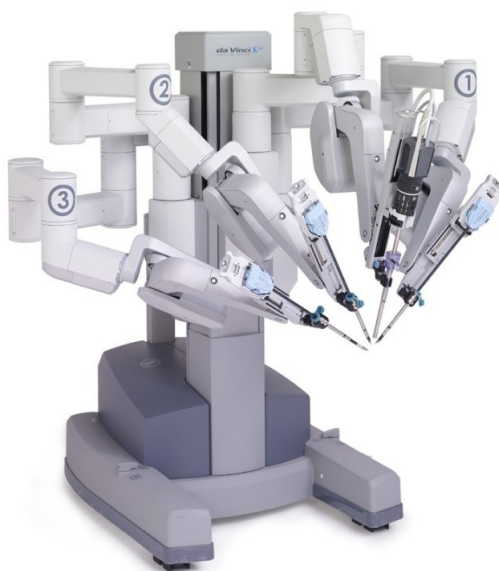
Da Vinci systém se skládá z několika komponent, zahrnující:

- 1) **Chirurgická ovládací konzole** je ergonomicky navržena tak, aby u ní chirurg byl pohodlně usazen a pomocí zvětšujícího stereoskopického zobrazovacího kanálu se díval na 3D operační pole uvnitř těla pacienta. 3D obraz je ve vysokém rozlišení a chirurgům tak dává možnost i vnímání hloubky, ve které se uvnitř pacientova těla právě nacházejí. Chirurg prsty uchopí řídicí joystick, jímž ovládá speciální přístrojové vybavení připevněné k ramenům přístroje. Zatímco lékař manipuluje s ovládacími prvky, da Vinci systém odpovídá na vstup chirurga v reálném čase – systém přesně převede jednotlivé chirurgovy pohyby rukou, zápěstím i prsty do chirurgických nástrojů. [9] [12] [29]



Obrázek 51: vlevo – chirurgická ovládací konzole da Vinci Si systému od společnosti Intuitive Surgical; vpravo – detail řídicího joysticku ovládací konzole s chirurgickými nástroji v operačním poli. [29]

- 2) **Přístrojová věž se čtyřmi interaktivními robotickými rameny**, pod kterými je pacient umístěn po celou dobu operace. Čtyřramenný systém je schopen uchopit 3D kameru a tři chirurgické nástroje, které provádí příkazy chirurga. Robotická ramena se pohybují kolem pevně stanoveného otočného bodu, což snižuje možné trauma pacienta a zvyšuje celkovou přesnost a obratnost. [12] [29]



Obrázek 52: Přístrojová věž se čtyřmi interaktivními rameny systému da Vinci Si od společnosti Intuitive Surgical. [29]

- 3) **Kamerový systém** s vysokým rozlišením, 3D endoskopem (flexibilní trubice s kamerou a světlem na špičce) a zařízením pro zpracování obrazu, které poskytuje skutečné obrazy pacientovy anatomie. Zobrazení operačního pole pacienta je dostupné celému týmu na operačním sále na velkoplošném monitoru. [29]
- 4) **EndoWrist chirurgické nástroje** jsou miniaturní nástroje, které jsou k dispozici chirurgům v průběhu operace. Využívá se štíhlosti nástrojů, které jsou pouze 8 mm silné, čímž zajišťují miniinvazivnost. Nástroje jsou navrženy se sedmi stupni pohybu a umožňují tak větší rozsah pohybu než lidské zápěstí. Nástroje díky své obratnosti poskytují chirurgům lepší operační schopnosti v uzavřeném prostoru těla a rychloupínáním umožňují urychlenou změnu nástroje v průběhu operace. [29] [33]

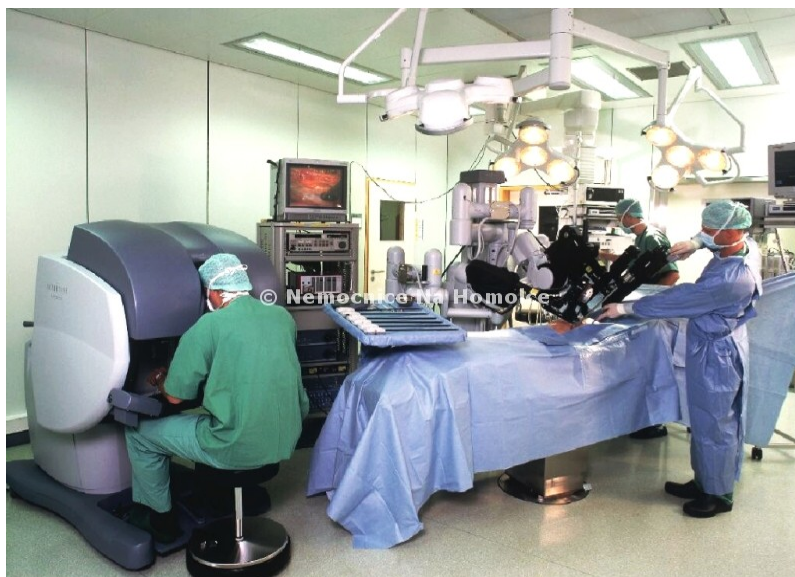
Každý z nástrojů má svůj specifický úkol:

- *energeticky založené nástroje* poskytují možnost koagulace, řezání, rozdělávání tkání,
- *chirurgické kleště* umožňují manipulaci s tkáněmi,
- *nástroje pro uchopení jehly* slouží k šití,
- *zatahovací (navíjecí) nástroje* umožňující chirurgovi odkrýt operační pole,
- další specializované nástroje – *klip, uchopovací sonda*. [29]



Obrázek 53: EndoWrist chirurgické nástroje – energetický nástroj, chirurgické kleště, nástroj pro uchopení jehly a následné šití, nástroj pro odkrytí operačního pole. [29]

Miniaturní nástroje jsou spolu s miniaturní chirurgickou kamerou zaváděny chirurgem do těla pacienta prostřednictvím malých vpichů (1–2 cm). Lékař na operačním sále vyžaduje minimálně jednoho asistenta, který lékaři pomáhá s obsluhou, výběrem nástrojů a jejich přepínáním kdykoliv v průběhu operačního výkonu. [12]



Obrázek 54: Chirurgický robotický systém da Vinci v průběhu operačního výkonu, Nemocnice na Homolce, Praha. [42]

4.3.2 Výhody da Vinci systému

Da Vinci systém je považován za bezpečný a efektivní, ale nemusí být vhodný pro každého pacienta. Mezi vhodné kandidáty pro miniinvazivní chirurgii se řadí pacienti s velkou krvácivostí, krevní hemofilii, těhotné ženy nebo morbidně obézní pacienti. [12] [29]

Ze strany lékaře patří mezi hlavní výhody da Vinci systému, že lékař není sám na časově náročný a fyzicky namáhavý výkon a je tak vysvobozen od nepříjemných negativních vlivů jako je únava a třes rukou. Na druhé straně pacientovi operační zákrok nezpůsobí příliš velké trauma, bude mít menší jizvu, menší ztrátu krve, minimální riziko infekce a v neposlední řadě je zkrácená doba hospitalizace a následné rekonvalescence. [9]

Pohyblivé nástroje robotických systémů umožňují chirurgům operovat i v místech, která jsou pro laparoskopickou operaci zcela nepřístupná. Systém umožňuje nasměrování nástroje přesně tam, kam lékař potřebuje. Operátor musí však myslet na to, že nepocítuje žádnou sílu a musí přes optiku přesně sledovat, jak se tkáň chová a jak se dotahuje uzel, aby nedošlo k extrémnímu vyvinutí síly nebo tahu. [33] [42]

Pro pacienta systém da Vinci představuje nejvyšší možnou bezpečnost. Systém je schopen zamezit pohybům, která se mu při výkonu zdají nebezpečná a vyžaduje tak opětovné potvrzení tohoto zásahu operátorem. A naopak musí být každý chirurgický manévř prováděn pod přímo kontrolou chirurga. [33] [42]

Da Vinci systém, konkrétně ovládací konzole, umožňuje provádět i operace na dálku. Operátor se může nacházet na opačné straně světa než je místnost, ve které je uspáván a následně operován pacient. Z praktických důvodů je upřednostňována operace v rámci jedné místnosti tak, aby operátor byl v kontaktu s celým týmem na operačním sále. [33]

4.3.3 Klinické uplatnění da Vinci systémů

Operační výkony systémem da Vinci mohou být ablační – odstranění nemocného orgánu nebo její částí, operace rekonstrukční – spravování poruchy nebo jejich kombinace. Uplatňují se i hybridní výkony, kdy je v průběhu jedné operace provedeno více operačních zákroků. [33]

V neurochirurgii se da Vinci systém teprve začíná rozvíjet. [42]

4.3.4 Výrobci da Vinci systémů

Ve světě se objevuje více než 700 da Vinci systému, s čímž jsou spojeny desítky tisíc úspěšných operací. Na přední příčce mezi celosvětovými výrobci chirurgických robotů pro miniinvazivní výkony je americká společnost Intuitive Surgical právě se systémem da Vinci. [9]

Od společnosti *Intuitive Surgical* se v současné době na trhu objevuje několik typů da Vinci systémů. První generace *Standard da Vinci system* byla představena v roce 1999, následovalo uvedení dalších typů – *da Vinci S system* nebo *da Vinci Si system*, který nabízí i duální konzolu pro podporu výškolení nových lékařů nebo pro možnost spolupráce během zákroku. Nejnovějším přírůstkem je z roku 2011 systém *Single-Site da Vinci*. [29]



Obrázek 55: da Vinci Si chirurgický systém od společnosti Intuitive Surgical – duální ovládací chirurgická konzole, přístrojová věž s robotickými rameny, velkoplošný monitor se zobrazením operačního pole. [29]

4.4 Leksellův gama nůž

Leksellův gama nůž je radioterapeutické zařízení, které jednorázově dodává velkou dávku záření do konkrétního cíle v mozku s velkou přesností. Záření reaguje s nádorovými buňkami, zastaví jejich reprodukci, čímž rakovinu usmrtí. Tato metoda se řadí do stereotaktické neurochirurgie, která k zaměřování a léčbě v mozku využívá kartézského souřadnicového systému a zahrnuje minimálně invazivní výkony – vše probíhá v malém rozsahu intrakraniální tkáně s ohledem na okolní anatomické

struktury. Dokáže nahradit klasický operační zásah a léčebného účinku je dosaženo i bez potřeby kraniotomie. [13] [43]

4.4.1 Princip Leksellova gama nože

Gama nůž využívá velkého počtu radioaktivních kobaltových zdrojů ^{60}Co (γ 1,173+1,332 MeV) nacházejících se v ošetrovací jednotce. Tyto malé zapouzdřené kobaltové zářiče o aktivitách cca 1 GBq, jejichž počet se pohybuje okolo 201, jsou uspořádány na polokulové ploše. Gama záření generované kobaltovými zářiči je kolimováno do úzkých svazků paprsků, jejichž počet se pohybuje až kolem tisíců a jejich síla je 0,5 mm. Jednotlivé paprsky jsou relativně slabé a ve výsledku nemají žádný vliv na mozek, ale v bodě kde se všechny paprsky protínají, dochází ke vzniku destruktivní dávky záření. Do tohoto společného ohniska, tzv. *izocentra*, je po stereotaktické lokalizaci umístěna cílová léze. Dávka mimo ohnisko strmě klesá a již v malé vzdálenosti od ohniska je rovna dávce z jednoho paprsku. Okolní mozkové struktury jsou tedy vystaveny pouze minimální zátěži. [13] [19] [43] [61]

Konečná přesná kolimace je prováděna sekundárními kolimátory ve speciálních kolimačních helmicích, které jsou upevněné na stereotaktický rám kolem hlavy pacienta. [61]

4.4.2 Léčba pomocí Leksellova gama nože

Leksellův gama nůž má integrovaný permanentní kolimátorový systém, který má otvory pro kolimátory se třemi průměry (4,8 a 16 mm), které jsou rozděleny do 8 nezávislých pohyblivých sektorů v obvodu zařízení. Během léčby může být velikost kolimátoru v každém ze sektorů samostatně zvolena nebo zablokována, což snižuje dávku v okolních zdravých strukturách. [19]

Koncept mikroradiochirurgické léčby je založen na třech hlavních zásadách:

- co nejpresnější ozáření léze,
- vyvarovat se nadměrnému ozařování funkčních anatomických struktur (zejména kraniálním nervům v cílové oblasti a jejím okolí),
- dodat tumoru dostatečnou dávku záření, zatímco dávka na okrajích tumoru bude dostatečně nízká, aby se předcházelo možným komplikacím. [19]

Součástí Leksellova gama nože je radiační jednotka s pojízdným operačním lůžkem, kolimátorové helmice, stereotaktický koordinační rám a počítačový systém pro plánování radiochirurgické léčby. [43]

Leksellův stereotaktický rám využívá kartézského souřadnicového systému x, y, z pro lokalizaci jakéhokoliv bodu v 3D prostoru. Zabezpečí úplné znehybnění hlavy pacienta pro dosažení dokonalé přesnosti při dodávání záření do cílové oblasti. Rám je pacientovi na hlavu fixován k lebečním kostem přes kůži pomocí 4 šroubů. V místech propíchnutí kůže se provádí lokální anestezie. [13] [43]

Následuje vyšetření MR nebo CT, v případě léčby cévních malformací i angiografie, na jejichž podkladě se vytvoří ozařovací plán. Fúzí snímků CT a MR je umožněno 3D zobrazení a korekce možných artefaktů z MR skenů. Všechna získaná data jsou exportována do plánovacího systému. [19] [43]

Leksellův GammaPlan (Obrázek 56) je počítačový software pro vytvoření radiačního plánu podle načtených diagnostických snímků. Dále umožňuje dozimetrii poskytující možnost vysoké přesnosti, přesnou koregistraci dat a fúzi obrazu získaných z několika rozdílných zobrazovacích zařízení, jejich zvětšení a rekonstrukci. Chirurgům umožňuje vymezit jakékoliv intrakraniální struktury, jejich zhodnocení z různých úhlů a 3D zobrazení. Plán dávky je vytvořen s použitím jednoho nebo více izocenter, které jsou pečlivě umístěny uvnitř patologické struktury tak, aby cílová tkáň obdržela účinnou léčebnou dávku. Aby byl pokryt celý objem cílové tkáně, je možné kombinovat velikosti kolimátorů nebo měnit úhel nastavení hlavy pacienta. Velký důraz je kladen na okolní zdravé tkáně a kritické struktury, které by ozářením mohly být nevratně poškozeny, např. sluchové a zrakové nervy nebo mozkový kmen. Projekce izocentra se těmto funkčně důležitým anatomickým strukturám musí vyhnout. [19] [43]

U vlastního ozařování je hlava pacienta spolu se stereotaktickým rámem umístěna do kolimátorové helmy s otvory o různé velikosti, pomocí nichž jsou usměrňovány paprsky. Pomocí stínící zátky v helmici je podle potřeby možné vyřadit z funkce paprsky některých kobaltových zdrojů, aby nedocházelo k radiačnímu zatížení kritických struktur. Stereotaktický rám je připojen k systému pro nastavení souřadnic a izocentra. Poté je pojízdné lůžko s pacientem zasunuto do krytého ozařovacího prostoru, kde probíhá ozařování. Pacient je pod stálým dohledem lékařů a pomocí reproduktoru a mikrofону je ve stálém spojení s léčebným týmem. Ozařovací doba závisí na velikosti a na druhu léze a trvá cca několik desítek minut. [43] [61]

Ozařování na Leksellově gama noži je v současné době plně automaticky a počítačově řízený proces. Tzv. *automatický polohovací systém* je zařízení sloužící k automatickým změnám polohy pacientovy hlavy fixované do stereotaktického rámu. Řídící počítač kontroluje správné nastavení všech parametrů – velikost kolimátoru, počet izocenter, ozařovací čas, stereotaktické souřadnice. [19] [43]



Obrázek 56: vlevo – Leksellův gama nůž Perfexion od společnosti Elekta; vpravo – Leksell GammaPlan. [13]

4.4.3 Výhody Leksellova gama nože

Odpadá nutnost kraniotomie a s tím spojena operační zátěž pacienta spolu se všemi chirurgickými komplikacemi – krvácení, pooperační infekce. Ve srovnání s konvenčním chirurgickým zákrokem

není potřeba dlouhé hospitalizace. Léčba je hotová během jednoho sezení a většinou nezabere déle jak několik hodin. [13] [43]

Chirurgie gama nožem je z hlediska nákladů vysoce efektivní a plně hrazena zdravotními pojišťovnami. Terapeutickou výhodou je extrémní přesnost, účinnost a vynikající terapeutické výsledky. [13]

4.4.4 Klinické uplatnění Leksellova gama nože

Leksellův gama nůž se v klinické praxi uplatňuje jen při nitrolebních onemocněních a to v případech, kdy je onemocnění klasickou operací neřešitelné nebo spojené se značným rizikem. Najdou se i pacienti, u nichž celková kondice brání běžnému operačnímu postupu, a tudíž jsou indikováni k této metodě. Leksellův gama nůž je využíván, jak u léčby anatomických abnormalit, tak u funkčních poruch. [43]

Léčba gama nožem je využívána u cévních malformací, kde vyvolává hojivý proces vedoucí k postupnému uzavření patologických cév a k úplnému vyléčení dojde v průběhu následujících 1–3 let. [43]

Zejména se používá k léčbě intrakraniálních nádorů, kde pomocí gama nože dojde k zastavení jejich dalšího růstu a inaktivaci, např. u neurinomu akustiku (nádor sluchového nervu), meningiomu (nádor vyrůstající z mozkových plen), adenomu hypofýzy, u uveálního melanomu v oblasti zadního segmentu oka nebo u metastatických procesů. [19] [43]

Z funkčních poruch se jedná o obličejové neuralgie nervů (např. trojklaného nervu), kde ozáření kořene nervu vede ke zmírnění bolesti nebo i k úplné úlevě. Popřípadě lze gama nůž využít u neustupných bolestí hlavy, epilepsií nebo Parkinsonovy nemoci. [43]

4.4.5 Výrobci Leksellova gama nože

Světovým výrobcem Leksellova gama nože a s ním spojených komponentů je společnost Elekta, která je průkopníkem významných inovací a klinických řešení pro léčbu rakoviny a poruch mozku. [13] [43]

Elekta na trhu nabízí *Leksellův gama nůž 4 a 4C*, každý se svým *Leksell GammaPlanem*. [13]

Nejnovějším systémem je *Leksellův gama nůž PerfexionTM* (Obrázek 56), který dává stereotaktické radiochirurgii novou úroveň přesnosti a přizpůsobení dávky. S novým systémem *ExtendTM* nabízí ještě větší všestrannost a zvýšení léčby použitelné u více pacientů. [13]

Systém *ExtendTM* (Obrázek 57) je neinvazivní fixační zařízení založené na vakuovaném náustku. Nahrazuje stereotaktický rám a umožňuje mobilní fixaci pacienta. Rám s podpěrkou pod hlavou je vyroben z karbonového vlákna a sada náustků má 5 různých velikostí. [13]

Perfexion nabízí rychlejší a flexibilnější chirurgické výkony, což umožňuje léčit podstatně více pacientů s menším úsilím, zjednodušuje pracovní postupy a rozšiřuje léčitelnou oblast pomocí automatického, vícedrožového kolimátoru. Umožňuje dodání léčebné dávky do jednoho nebo více tumorů v rámci jednoho sezení. Není třeba ani kolimátorové helmy, což umožňuje mnohem větší manipulaci v prostoru radiační jednotky. [13]



Obrázek 57: vlevo – vakuovaný náustek systému Extend; vpravo – rám systému Extend. [13]

4.5 CyberKnife

Kybernetický nůž (CyberKnife) je unikátní robotický řízený ozařovací přístroj, který umožňuje aplikaci vysoké dávky záření se sub-milimetrovou přesností do velmi malého objemu v těle. Léčba CyberKnife je neinvazivní alternativa chirurgického zákroku – řadí se do stereotaktické radiochirurgie. [6] [15]

4.5.1 Konstrukce systému CyberKnife

Systém CyberKnife řízený počítačem se skládá z několika základních částí:

- 1) **Zdrojem záření γ** je kompaktní lineární urychlovač elektronů o energii 6 MeV uložen v hlavici ozařovače. Urychlovač je vybaven terčíkem měnící energii elektronů na brzdné γ záření. [61]
- 2) **Kolimátory** slouží k nastavení potřebných průměrů ozařovacího svazku. Zvoleny mohou být mechanicky výměnné kolimátory s různě velkými otvory nebo kolimátor, který je opatřen proměnnou irisovou clonou, jejíž elektricky pohyblivé části umožňují automatické online nastavení různých průměrů ozařovacího svazku v průběhu ozařování. [61]
- 3) **Kybernetické rameno** zajišťuje pohyby na něm fixovaného ozařovače pomocí speciálního stojanu se servomotorky řízenými počítačem. Prostřednictvím těchto servomotorků se ozařovač může pohybovat kolem pacienta s velkou škálou možností pohybu – posunutí, natáčení nebo rotace kolem lehátka s cílem, co nejpresněji ozářit nádorové ložisko velkým počtem kolimovaných paprsků z nejrůznějších směrů v úhlovém rozmezí téměř 360°. Možnou flexibilitou se dosahuje vyšší přesnosti a schopnosti dodat radiační dávku do cílové oblasti s vyhnutím se kritickým anatomickým strukturám. [6] [61]
- 4) **Stereotaktický RTG zobrazovací systém** se skládá ze dvou kolmo umístěných rentgenek a zobrazovacích flat – panelů umístěných na stojanech pod lehátkem nebo zapuštěných

v podlaze. Zobrazovací systém snímkuje cílovou tkáň a rtg snímky mohou být následně použity jako stereotaktická základna – např. některé části skeletu, přímo ozařovaný nádor nebo implantované fiduciální markery sloužící jako vztažné lokalizační orientační body. [61]

- 5) **Pacientský stůl** je roboticky řízený stejně jako kybernetické rameno. Je schopen šesti stupňů volnosti – pohyb nahoru/dolů, doleva/doprava, dopředu/dozadu, rotace a výkyv. Jeho flexibilita umožňuje korigovat drobné nepřesnosti tak, aby bylo dosaženo preciznosti menší než 1 mm. [15]



Obrázek 58: Systém CyberKnife ve Fakultní nemocnici Ostrava. [6]

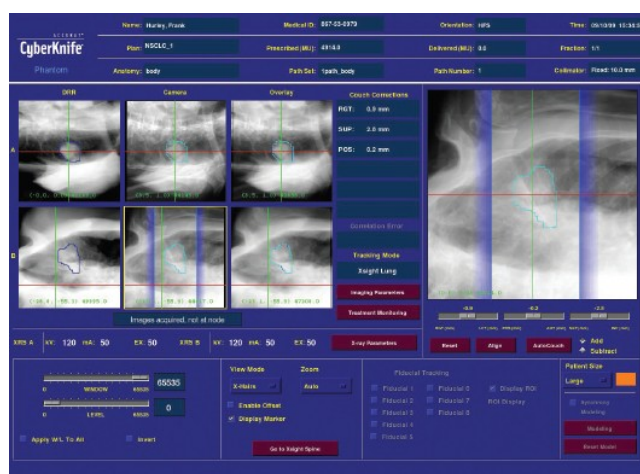
4.5.2 Doplnující software systému CyberKnife

Software pro léčbu nabízí automatické intuitivní uživatelské rozhraní, které efektivně řídí všechny interakce mezi robotickým ramenem, léčbou a zobrazovacím systémem. Systém CyberKnife je schopen během ozařování sledovat pozici nádoru kdekoli v těle a zareagovat na sebemenší pohyb pacienta tak, aby nedošlo k poškození zdravé okolní tkáně a ozařováno bylo pouze nádorové ložisko – *online tracking tumoru*. Podle typu léčeného nádoru CyberKnife používá rozdílné metody pro jeho zacílení a sledování. [1]

K online verifikaci polohy pacienta slouží následující technologie:

- *6D systém sledování lebky* – pomocí kostní anatomie lebky neustále sleduje intrakraniální cíle bez potřeby stereotaktického rámu. Během léčby je schopen automaticky upravit nepatrný pohyb cíle. [1] [15] [61]
- *systém Synchrony Respiratory Tracking* – pomocí optického laserového systému s čidly, která jsou uchycena na pacientově hrudníku pomocí speciální vesty, neustále synchronizuje dýchací pohyby pacienta s dodávkou paprsku záření do cílové oblasti, aniž by bylo nutné přerušit léčbu nebo přemístit pacienta. [1] [15] [61]

- *systém Xsight Spine Tracking* – používá kostní anatomii páteře pro automatickou lokalizaci a sledování nádorů, což eliminuje potřebu chirurgického implantování zaměřovacích bodů a dělá tak radiochirurgii v blízkosti páteře přesnější a méně invazivní. [1] [15] [61]
- *systém Xsight Lung Tracking* (Obrázek 59) – společně se systémem Synchrony Respiratory Tracking pracuje na eliminaci nutnosti implantace „fiducials“. Tohle řešení přímo a neinvazivně sleduje nádory plic nezávisle na jejich pozici. [1] [15] [61]
- *systém InTempo™ Adaptive Imaging* – napomáhá při sledování a upravování nepředvídatelných pohybů cíle. [1] [15] [61]
- *optimalizovaná plicní léčba* – je integrovaná sada nástrojů poskytující kompletní klinické řešení bez „fiducials“ pro pacienty s rakovinou plic. [1] [15] [61]



Obrázek 59: Systém Xsight Lung Tracking dodávající záření do tumoru plic s radiochirurgickou přesností. [1]

4.5.3 Léčba CyberKnife

CyberKnife v současné době patří mezi nejpreciznější ozařovací přístroje s přesností pro nehybné cíle 0,5 mm a pro pohyblivé cíle až 2 mm, což výrazně rozšiřuje možnost léčby nádorů v blízkosti životně důležitých struktur. Omezením pro ozařování systémem CyberKnife je velikost a počet ložisek, což znamená, že preciznost ozařování je vykoupená objemem, který je možno ozařovat. Limitem pro ozařování jsou tedy malá nádorová ložiska, která nemají více než 6–7 cm a jejich počet nesmí být příliš vysoký – max 3–4 ložiska. [6] [15] [61]

Ozařování probíhá jednorázově – *radiochirurgie*, což připomíná operaci, ale s tím rozdílem, že nádor je odstraněn nekrvavou cestou. V jiných případech se jedná o tzv. *ablativní radioterapii*, která je rozdělena do více sezení – maximálně pěti. Tato neinvazivní léčba CyberKnife je ve srovnání s klasickou radioterapií rychlejší, přesnější, bezbolestná, s lepšími výsledky, prováděná bez anestezie, většinou bez závažných vedlejších účinků a pacientovi umožňuje okamžitý návrat do běžného života. V průběhu ozařování není potřeba fixačního rámu pro stabilizaci hlavy pacienta ani zadržování dechu, čímž je zvýšen komfort pacienta. [6] [15]

Před zahájením léčby je vytvořena přesně na míru obličeje pacienta maska ze síťoviny. Poté je pacient i s maskou vyšetřen na CT pro stanovení přesné velikosti, tvaru a umístění nádoru.

Po naskenování pacienta jsou data digitálně převedena do pracovní stanice systému CyberKnife, kde začíná plánování léčby. Lékař k vytvoření léčebného plánu používá software systému CyberKnife, kde přesně stanoví velikost cílové oblasti, která musí být zasažena radiační dávkou a naopak kritické struktury, kde by záření mělo být minimalizováno. Na základě těchto informací CyberKnife vypočítá optimální radiační plán pro léčbu tumoru. Po vytvoření léčebného plánu je pacient plně připraven k podstoupení léčby. Pacient je pohodlně uložen na stůl a počítačově řízené robotické rameno se začne pomalu pohybovat okolo pacienta v nejrůznějších úhlech, ze kterých je dodáváno záření do nádoru. [7]

Lokalizační vztažné body vyznačeny na ozařovacím plánu jsou neustále monitorovány rtg systémem a následně jsou podle nich řízeny pohyby ozařovače a robotického lehátka s pacientem. Před dodáváním každé dávky z určitého směru se udělá snímek, který je počítačem porovnán s výchozími obrazy, které byly použity pro vytvoření ozařovacího plánu. V případě, že je zjištěna odchylka polohy ozařovaného cíle od plánované polohy, počítačový systém přepočítá nasměrování svazku záření a rameno nastaví do nové polohy. V průběhu ozařování dochází k neustálému snímkování v reálném čase a porovnávání nových snímků se snímky výchozími, což umožňuje korigovat polohu ozařovače tak, aby ozařovací svazek mířil stále co nejpřesněji do cílové tkáně. [6] [61]

Každé sezení trvá 30–90 minut v závislosti na typu léčeného tumoru. Po léčbě se u pacientů mohou vyskytovat drobné vedlejší účinky, které ve většině případů vymizí do 1–2 týdnů po léčbě – např. bolest hlavy, únava, zvýšený nitrolební tlak, ortostatická hypotenze, záchvaty, otoky nebo nekróza. Výsledky léčby by se měly hodnotit až s odstupem poměrně dlouhého času, aby nedošlo k falešně neúspěšnému hodnocení výsledku. I nadále v následujících měsících a letech si lékař pacienty pravidelně zve na kontroly a sleduje výsledky jejich léčby pomocí CT nebo PET/CT. [7] [15]

4.5.4 Klinické uplatnění CyberKnife

Systém CyberKnife dává naději na uzdravení i pacientům s neoperovatelnými nádory, pacientům s chirurgicky složitými nádory nebo těm, kteří mají zájem o nechirurgickou možnost léčby. [7]

Léčba CyberKnife nemusí být proveditelná pro všechny nálezy. Používá se zejména k léčbě nádorů. CyberKnife je schopen vysokou dávkou záření léčit primární mozkové nádory a metastázy, dále pak neuralgie trigeminu nebo arteriální žilní malformace. [6] [7]

4.5.5 Výrobce CyberKnife

V současné době je na trhu společnost *Accuray*, která vyvíjí a vyrábí zařízení využívající se v radiační onkologii. [1]

CyberKnife M6™ Series (Obrázek 60) od firmy *Accuray* je robotický systém, který splňuje požadavky i těch nejnáročnějších onkologických ozařovacích plánů. Několika faktory zlepšuje komfort a péči o pacienta – bezrámová a neinvazivní léčba, která je snadná, efektivní a přizpůsobitelná potřebám pacienta. [1]

CyberKnife M6™ Series je dostupná ve třech konfiguracích:

- systém *CyberKnife M6 FI* nabízí základní řešení konstrukce robotického přístroje,

- systém *CyberKnife M6 FM* nabízí celou konstrukci robotického přístroje ještě v lepším modernějším provedení s přidanou flexibilitou a účinností,
- systém *CyberKnife M6 FIM* je tou nejlepší možností ze série *CyberKnife M6* TM. [1]



Obrázek 60: CyberKnife M6 TM systém. [1]

CyberKnife VSI TM systém (Obrázek 61) ještě více rozšiřuje výhody stereotaktické technologie s vysokou frakční přesností radiační terapie, která může být dodána kdekoliv do těla. [1]



Obrázek 61: CyberKnife VSI TM systém. [1]

4.6 Ultrazvuková aspirace

Ultrazvukový aspirátor je inovativní operační nástroj určený k disekci (oddělování částí tkání) a k odsávání patologické tkáně v intrakraniu bez poškození okolní mozkové tkáně a cév. Při tomto chirurgickém zákroku je redukována peroperační krevní ztráta. [28] [35]

4.6.1 Princip ultrazvukové aspirace

Ultrazvukový disektor a aspirátor je složen z *konzole* (hlavní řídicí jednotky) a k ní připojeného „*handpiece*“ (násadce). Konzole dodává do handpiece střídavý proud. V handpiece proud prochází cívkou, která indukuje magnetické pole. Magnetické pole naruší převodník ze sloučeniny niklu, dojde k převodu elektrické energie na mechanickou a výsledkem jsou oscilační pohyby hrotu násadce – vibrace. [28] [54]

Současně jsou do aspirátoru vháněny kapky vody a hrot odsávačky osciluje na určité frekvenci. V případě, že se vibrující hrot dotkne tkáně, dojde k narušení buňky, která se rozpadne na drobné části (*fragmentace*) a ty jsou poté odsávány (*aspirace*). [28]

Handpiece může oscilovat pracovní frekvencí 23 kHz, která je schopná fragmentovat tvrdé, vláknité a kalcifikované nádory, nebo 36 kHz, což je vhodné pro zákroky vyžadující zvýšenou přesnost. Široká škála hrotů umožňuje úpravu handpiece pro jakýkoliv chirurgický zákrok. Výběr hrotu je závislý na konzistenci, poloze a hloubce cílové tkáně. [28]

Ultrazvukový aspirátor samostatně odsává, jak odstraněnou fragmentovanou tkáň, tak vyplachovací tekutinu. Nepřetržitě odsávání zajišťuje natáhnutí fragmentované tkáně směrem k vibrujícímu hrotu. Vyplachovací tekutina proudí kolem vnější strany vibrujícího hrotu, čímž zajišťuje stálou chladnou teplotu hrotu a minimalizuje neprůchodnost fragmentované tkáně sacím zařízením. [28]

Hrot je obklopen silikonovým krytem, který zajišťuje neustálou cestu pro dodávání vyplachovací tekutiny. Kanálek končí cca 2 mm nad koncem hrotu a překrývá nasávací otvory. Dva otvory velikosti 0,4 mm aspirují až 95 % vyplachovací tekutiny zpět přes vnitřní dutinu hrotu. [28]

Nasávací otvory mají několik funkcí:

- Odstraňují teplo vytvořené vibrujícím hrotem, aby nedošlo k jeho zničení nebo k tepelnému poškození tkáně. [28]
- Snižují množství vyplachovací tekutiny dodávané do cílové oblasti, aby nedošlo k jejímu nahromadění a bublání, což by mohlo zapříčinit špatnou viditelnost v operačním poli. [28]

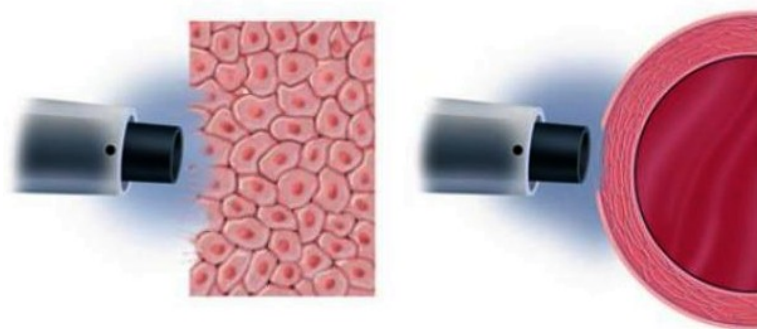
Vysoká frekvence vibrací hrotu vytváří teplo. Pro redukci tepla ultrazvukový aspirátor zahrnuje uzavřený, chladicí vodní obvod. Pumpa čerpá vodu z rezervoáru, která cirkuluje přes trubici v handpiece, poté do zpětné trubice v handpiece a zpět do rezervoáru. Při průtoku vody v handpiece se teplo odstraňuje. [28]

Při ovládání celého systému je velmi důležité pamatovat na základní pravidla:

- Chirurg musí vědět jak správně handpiece uchopit – nejlépe jako tužku. [28]
- Během zákroku nesmí dojít ke zmáčknutí krytu, což by mohlo omezit průtok vyplachovací tekutiny a následně by mohlo dojít k popálení rukou chirurga. [28]

Rychlost fragmentace závisí na nastavené amplitudě, která určuje rozsah lehkého doteku hrotu. Větší amplituda má delší dotek hrotu a výsledkem je větší účinek síly, která produkuje vyšší míru fragmentace. Naopak nižší amplituda vytváří kratší dotek, menší účinek síly a fragmentace je tedy pomalá. [28]

Pro fragmentaci jsou vhodné zejména tkáně se slabou intracelulární vazbou, tedy tkáně s přiměřeným nebo vysokým obsahem tekutin jakou jsou nádory, parenchymatická tkáň a tuk. Naopak tkáně se silnou intracelulární vazbou, které obsahují méně tekutiny a více kolagenu, ultrazvuk rozrušuje poměrně špatně – stěny cév, nervy, úpony, vazy. Okolní měkké tkáně jsou tedy narušeny a poté odsávány poměrně snadno, čímž dochází k obnažení tkáni s vyšším obsahem kolagenu, které jsou tak chirurgovi lépe přístupné. [4] [23] [28]



Obrázek 62: Znárodnění efektu ultrazvukové aspirace na tkáň se slabou intracelulární vazbou (vlevo) a na tkáň se silnou intracelulární vazbou (vpravo). [28]

4.6.2 Výhody ultrazvukové aspirace

V oblasti neurochirurgie hraje ultrazvuková aspirace velkou roli. Jedná se o minimálně invazivní operativní metodu, při které nedochází k zásahu důležitých nervových a cévních struktur v mozku. Chirurgovi umožňuje precizně odstranit tkáň pod řízenou kontrolou. [55]

Ultrazvukový aspirátor je schopen tkáň současně fragmentovat, irigovat a aspirovat ihned po jejím kontaktu s hrotem sondy. Okolní tkáň zůstává nepoškozená, čímž je zabráněno narušení elasticity buněčné struktury pojivové tkáně, cév a nervů. [28] [54] [62]

Handpiece a výměnné hroty jsou uloženy v malé, praktické soupravě a podle zdravotnických pracovníků je ultrazvukový chirurgický aspirátor lehký pro transport (nemá žádné vyčnívající části). [4]

4.6.3 Klinické uplatnění ultrazvukové aspirace

Hlavní indikací k léčbě ultrazvukovou aspirací jsou primární nádory na mozku a metastázy. Nejčastěji se jedná o angiomy a meningeomy. Pomocí ultrazvukového aspirátoru chirurg dokáže efektivně zmenšit nádorovou tkáň bez poškození okolní tkáně. [23] [54] [55]

4.6.4 Výrobci ultrazvukových aspirátorů

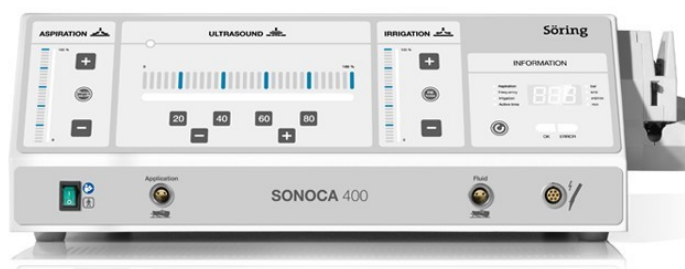
Americká společnost *Integra* nabízí dva typy ultrazvukových chirurgických aspirátorů CUSA – (Cavitron Ultrasound Aspirator):

- Ultrazvukový aspirátor *CUSA EXcel* (Obrázek 63), který má jednoduché ovládání a pracovní frekvence 23 a 36 kHz. Součástí jsou handpiece s několika speciálními hroty, např. hrot pro laparoskopické výkony, pro řezání kostní tkáně nebo hrot pro operační zákroky vyžadující transnasální přístup. [62]
- *Cusa nxtTM* (Obrázek 63) je novějším typem ultrazvukového chirurgického aspirátoru, který nabízí barevný dotykový displej. Zařízení dokáže optimalizovat frekvenci pro každou kombinaci handpiece a hrotu tak, aby výkon byl co nejvyšší. [62]



Obrázek 63: vlevo - ultrazvukový aspirátor CUSA EXcel; vpravo - ultrazvukový aspirátor CUSA nxtTM. [62]

Společnost *Söring* z Německa vyrábí ultrazvukové aspirátory/disektory – Sonoca LIPO, 180, 185, 190, 300 a 400. V neurochirurgii jsou využívány přístroje *Sonoca 300 a 400* se zabudovaným systémem aspirace i irigace. Přístroj nabízí tři pracovní frekvence – pro disekci 25 a 35 kHz a pro ultrazvukové nůžky frekvenci 55 kHz. Firma *Söring* používá v handpiecech pro převod elektrické energie na mechanickou energii kvalitní keramické převodníky, které při oscilacích zabraňují vzniku tepla. Není tedy nutné používat chladičový systém. [54] [55]



Obrázek 64: Ultrazvukový aspirátor Sonoca 400. [55]

PRAKTICKÁ ČÁST

5 VÝVOJ INTERAKTIVNÍHO VÝUKOVÉHO MATERIÁLU

Interaktivní výukový materiál, ve kterém lze najít přehled diagnostické zobrazovací techniky a nejmodernější terapeutické techniky používané v neurochirurgii, byl vytvořen v aplikaci Xerte. E-learningový materiál byl v konečné podobě zveřejněn na webových stránkách a měl by posloužit, jak lékařským, tak nelékařským zdravotnickým pracovníkům a studentům lékařských a technických oborů.

Jelikož je technika v neustálém dynamickém rozvoji, lze atlas v budoucnu průběžně aktualizovat o další technické inovace. Atlas tvoří ucelený materiál, který uživateli přibližuje neurochirurgickou zdravotnickou techniku, která je provázána s klinickou praxí.

5.1 Xerte

Projekt s názvem *Xerte* (XML Editor Run-Time Engine) poskytuje výkonný bezplatný volně dostupný nástroj pro tvorbu e-learningových materiálů s interaktivními prvky. Projekt Xerte byl vyvinut na univerzitě Nottingham ve Velké Británii vysokoškolským týmem pod vedením Juliana Tenney. Tento nástroj je využíván mnoha institucemi a organizacemi po celém světě. Aktivní tým vývojářů stále pracuje na nových funkcích a inovacích programu. [58]

Xerte Online Toolkits 2.0 je sada nástrojů pro rychlou a jednoduchou tvorbu e-learningových materiálů, které mohou být vytvořeny bez složitého programování. Pokud uživatel nechce psát zdrojový kód, může použít nástroj Xerte za účelem vytvořit materiál s jednoduchou interaktivitou zahrnující obrázky, videa, zvuk nebo flash animace. V případě, že uživatel nějaký kód napíše, bude moci vytvořit složitější interaktivní struktury. Vytvořený učební materiál může být sdílen na jakémkoliv zařízení nebo na webových stránkách. [57] [58] [65]



Obrázek 65: Xerte. [57]

Xerte pro skriptování používá jazyk ActionScript, který je součástí technologie Flash. Jazyk ActionScript (AS) je objektově orientovaný programovací jazyk, jehož zdrojový kód je kompilován do formátu bytového kódu. ActionScript je základem při tvorbě interaktivity – události po klepnutí na myš, přehrávání hudby nebo videa. [2] [57]

K formátování textu nástroj Xerte používá základní prvky jazyka HTML – *tag*, který se zapisuje do ostrých závorek <>. Tagy, které byly při tvorbě atlasu použity, jsou uvedeny v Tabulka 2. [31]

Tabulka 2: HTML tagy použité při tvorbě atlasu. [31]

| <tag> | Popis elementu |
|--------|------------------------------|
| | tučný text |
| <i> | kurzíva |
| | velikost, barva a font písma |
| | položka seznamu |
| <a> | odkaz |

5.2 Pracovní postup tvorby interaktivního výukového materiálu

Všechny nashromážděné a sepsané informace z teoretické části slouží jako podklady pro tvorbu interaktivního výukového materiálu, který byl navíc doplněn o videa a několik doplňujících obrázků.

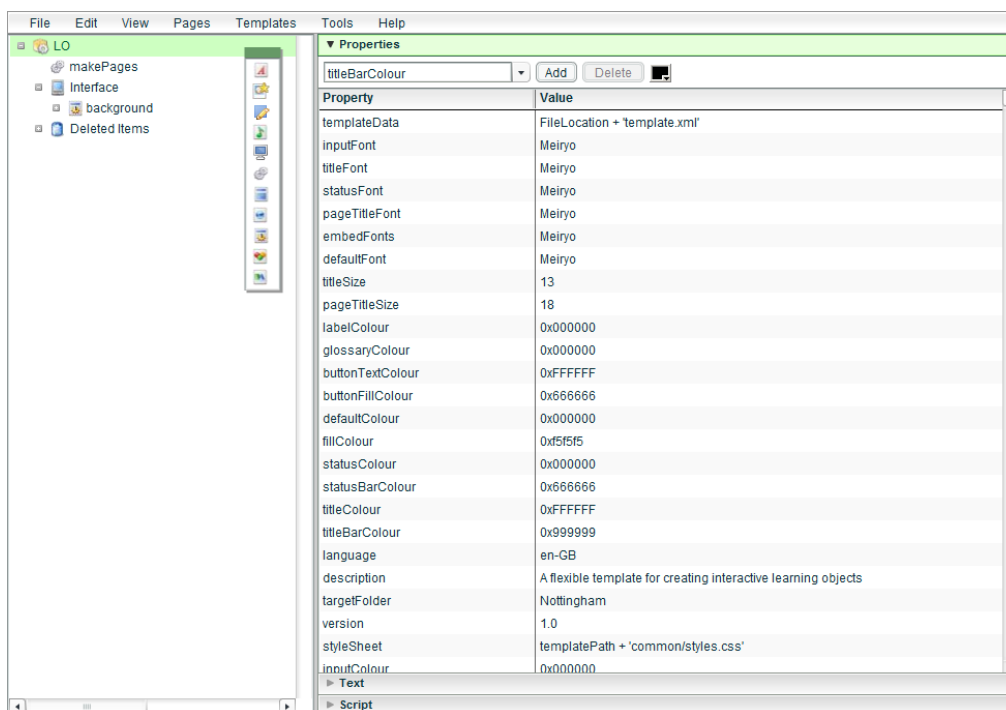
V aplikaci Xerte, ve které byl materiál vytvořen, byl založen nový projekt – *Learning Object* (LO). Pro vytvoření nového projektu je potřeba tří souborů:

- nový Xerte soubor ve formátu rlt - tzv. *template* (šablona),
- průvodce tvorbou výukového prostředí - *Xerte Template Wizard* (xwd),
- textový soubor XML (Extensible Markup Language) pro uspořádání a uchování informací z xwd. [57]

Nejdříve byl vytvořen soubor XML, který je nutný pro text napsaný v Xerte Template Wizard. Poté byla v prostředí Xerte otevřena šablona rlt nově založeného projektu a ikoně LO byla přidána vlastnost „templateData“, do které byl nahrán vytvořený soubor XML. U ikony LO se následně objevil symbol ozubeného kola znázorňující šablonu. [57]

V uživatelském rozhraní se na levé straně nachází strom dokumentů s ikonami. Při založení nového projektu strom dokumentů obsahuje 3 základní ikony:

- *Learning Object* – první ikona ve stromu dokumentů, která obsahuje všechny ostatní ikony z celého projektu. V LO se nastavují všechny globální vlastnosti pro projekt jako je velikost stránky, výchozí barva textu nebo přidání šablony. [57]
- Rozhraní (*Interface*) – uživatel si může vybrat, zda chce používat výchozí rozhraní nebo ne. Ve druhém případě si může vytvořit vlastní rozhraní s pomocí Xerte nebo Flash. [57]
- Odstraněné položky (*Deleted Items*) – zde se ukládají všechny ikony, které byly smazány, pro případ opětovného použití. [57]



Obrázek 66: Uživatelské rozhraní šablony v aplikaci Xerte. Vlevo strom dokumentů se třemi základními ikonami. Vpravo otevřená záložka se všemi vlastnostmi.

Do stromu dokumentů mohou být přidávány další ikony vybírané z palety ikon. Po přidání ikony do stromu lze nastavit její vlastnosti, které budou specifikovat funkci v projektu. Ikony mají některé povinné vlastnosti, které musí být nastaveny vždy a některé volitelné, které mohou být přidávány z rozevřacího seznamu podle potřeby. [57]

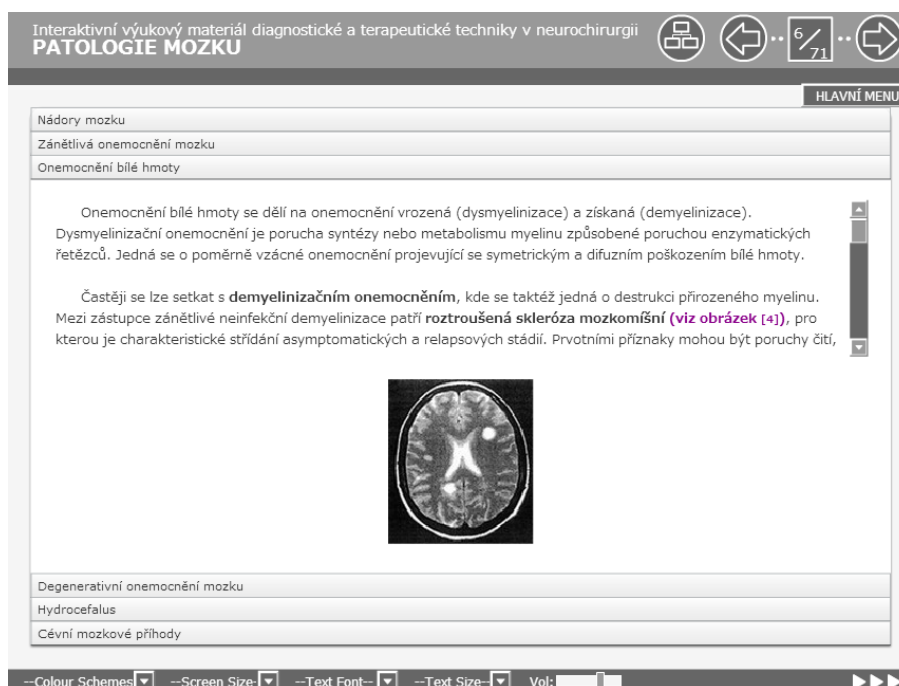
Do ikony Interface byl vložen interaktivní prvek tlačítko – *button*, který byl poté v panelu script naprogramován metodami v jazyce ActionScript na požadovanou funkci. Button s názvem HLAVNÍ MENU má nastavenou svou určitou velikost, umístění a pomocí jazyku AS mu byla naprogramována funkce – přechod na stránku s názvem MENU. [57]

Dvojitým kliknutím myši na ikonu LO je umožněno otevření průvodce tvorbou výukového prostředí – *Xerte Template Wizard* (xwd) a veškerá editace v textovém souboru XML. Soubor xwd obsahuje záznam pro každý typ uzlu, který se nachází v souboru XML. V Xerte Template Wizard jsou vybírány objekty. Každý z objektů má své základní atributy jako např. ID stránky, název stránky, šířka panelu, titulek obrázku, velikost obrázku, zarovnání textu nebo URL. [57]

Pro tvorbu atlasu byly z nabízených možností využity následující objekty:

- Titulní strana (*Title Page*) – první stránka, na které je zobrazen název, jméno autora a v pozadí je doplněna o obrázek. [32]
- Jednoduchý text (*Plain Text*) – prostá stránka s textem, jako např. strana úvod nebo strana shrnutí a závěr. [32]

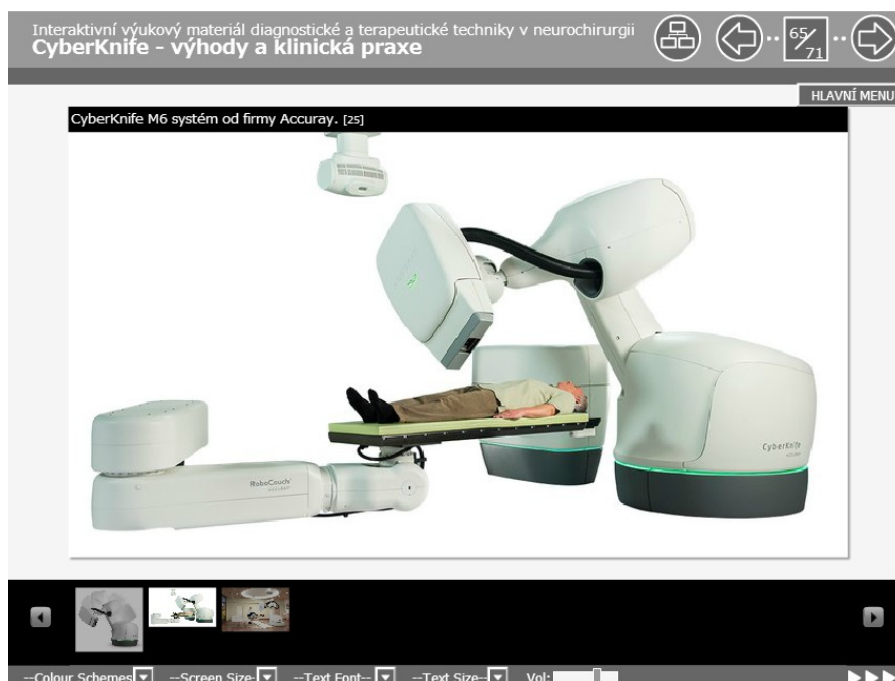
- Rozšiřující zobrazení (*Advanced Image*) – stránka s textem doplněna o obrázek umístěný na kterémkoliv okraji strany. Ve výukovém materiálu se jedná o stránky všech principů jednotlivých metod. [57]
- Prohlížeč obrázku (*Image Viewer*) – uživateli umožňuje přiblížit obrázek nebo vybrat jeho určitou oblast pro zvětšení, např. stránka neuronavigace v klinické praxi. [32]
- Přesouvací navigátor (*Accordion Navigator*) – několik stránek a každá z nich má svou tabuli, která může být prezentována odpovídajícím textem i grafikou. Ve výukovém atlase se jedná o stránku patologie mozku, kde si uživatel ze seznamu může vybrat nemoc dle jeho zájmu. (Obrázek 67). [32]



Obrázek 67: Objekt přesouvací navigátor na stránce s patologií mozku.

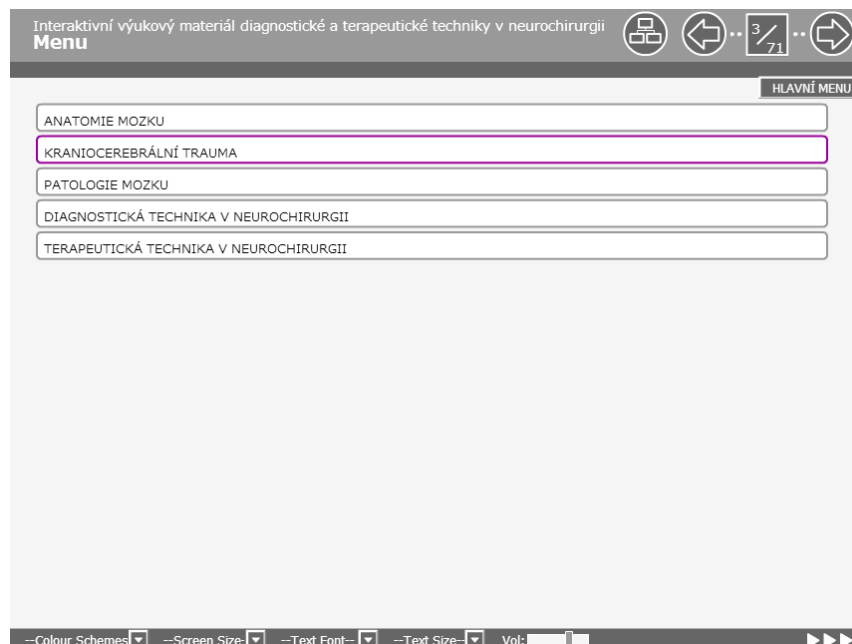
- Záložkový navigátor (*Tabbed Navigator*) – několik stránek, kde každá z nich má svou záložku, která může být prezentována odpovídajícím textem i grafikou. Např. speciální MR vyšetřovací metody, kde si uživatel může vybrat mezi záložkou fMR a záložkou MRS. [32]
- Prezentace (*Slideshow*) – sekvence stránek s textem, který je doplněn o související grafický obsah. Navigace je umožněna dvěma šipkami v pravém dolním rohu. Ve výukovém materiálu jsou pomocí Slideshow vytvořeny stránky s klinickou praxí u jednotlivých diagnostických metod. [32]
- Nové okno (*New Window*) – umožňuje otevřít nové okno načtením zadaného URL. V atlase je tento objekt použit u klinické praxe hybridních operačních sálů, kde se kliknutím na obrázek uživateli otevře nové okno s 360° prohlídkou hybridního sálu od firmy Siemens v Japonsku. [57]

- Pásmo obrázků (*Thumbnail Viewer*) – představuje stránku s náhledy obrázků, které si uživatel kliknutím může zvětšit a prolistovat si je. Tento objekt je použit u terapeutických metod na stránkách s výhodami a klinickou praxí (Obrázek 68). [57]



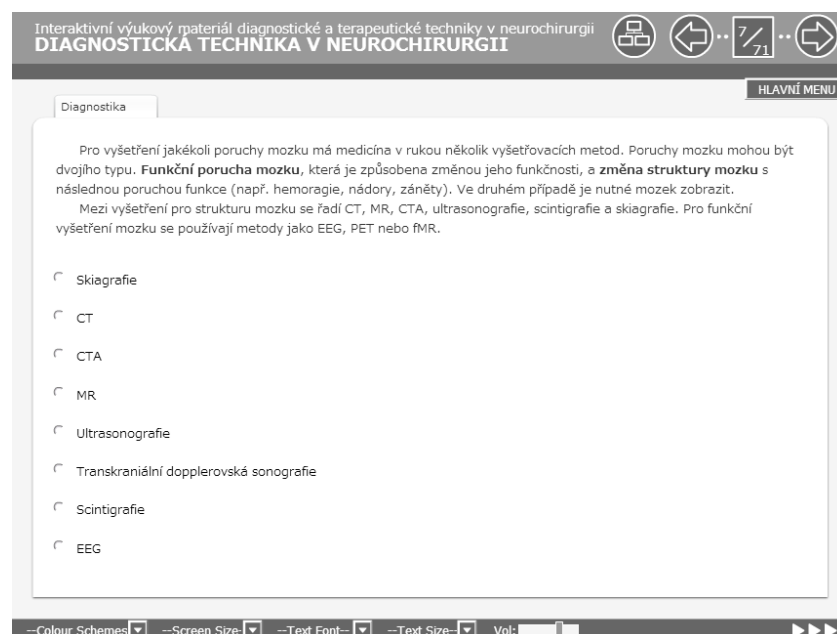
Obrázek 68: Objekt pásma obrázků na stránce s výhodami a klinickou praxí u CyberKnife.

- Menu (*Menu Connector*) – stránka obsahující seznam vybraných stránek. Uživatel se kliknutím na rámeček s názvem stránky může přesunout na vybranou stránku. Menu se v atlase nachází na stránce č. 3, kde je výběr z pěti možností – anatomie mozku, kraniocerebrální trauma, patologie mozku, diagnostická technika v neurochirurgii a terapeutická technika v neurochirurgii (Obrázek 69). [57]



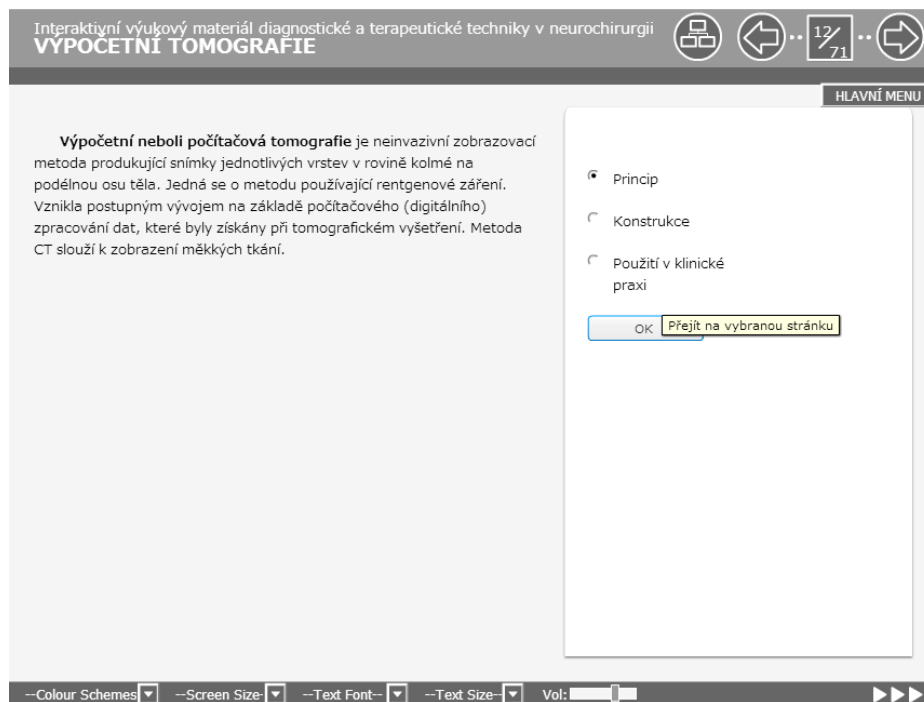
Obrázek 69: Objekt menu s nabídkou vybraných kapitol.

- Spojení záložkového navigátoru (*Tabbed Navigator Connector*) – stránka umožňující vytvořit sérii stránek, kde každá z nich má svou záložku. Stránka může být prezentovaná textem a grafickým obsahem s možností vytvoření odkazu na jinou stránku v projektu pomocí radio buttonů. Tento objekt je použit u diagnostické a terapeutické techniky v neurochirurgii, kde si pomocí radio buttonu uživatel může zvolit jednotlivou metodu (Obrázek 70). [57]



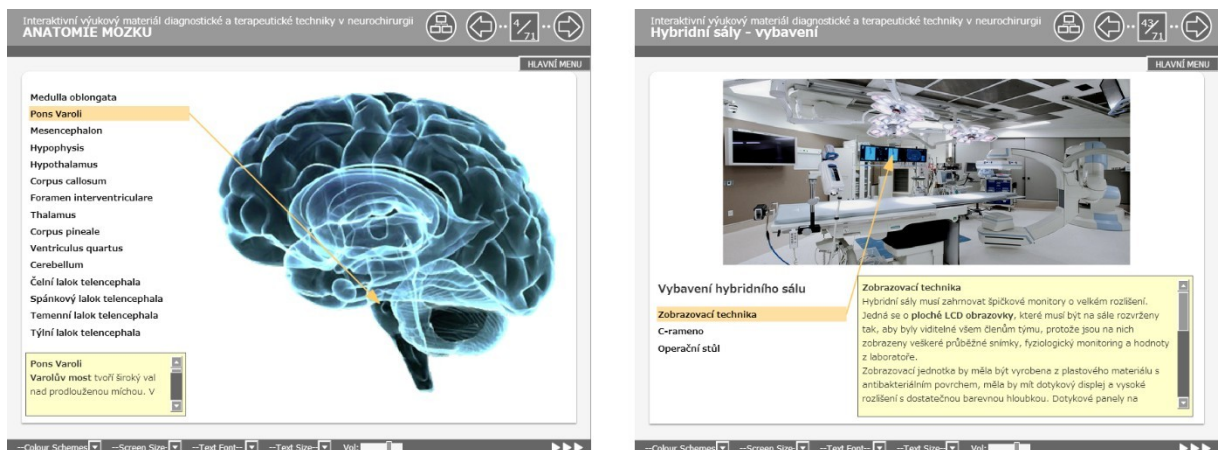
Obrázek 70: Objekt spojení záložkového navigátoru na stránce diagnostické techniky v neurochirurgii pro výběr jednotlivé metody.

- Spojení vícenásobné volby (*Multiple Choice Connector*) – umožňuje uživateli pomocí radio buttonů zvolit jednu položku ze seznamu, kterou musí potvrdit tlačítkem OK, což ho odkáže na přiřazenou cílovou stránku. Ve výukovém materiálu tento objekt plní funkci úvodní stránky každé metody, kde si uživatel může přečíst základní informace o vybrané metodě a zvolit si jednu položku ze seznamu – princip, konstrukce, klinická praxe a jiné (Obrázek 71). [57]



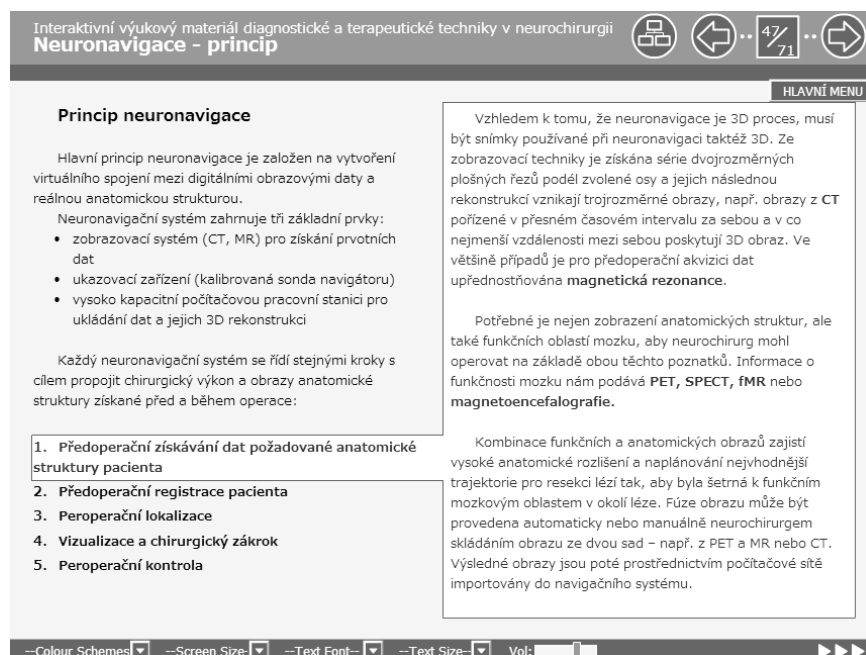
Obrázek 71: Objekt spojení vícenásobné volby na úvodní stránce výpočetní tomografie.

- Spojení prostého textu (*Plain Text Connector*) – prostá stránka s textem, která je doplněná o odkaz na jinou stránku v projektu, např. stránka s vybavením hybridního sálu odkazující na následující stránku s popisem jednotlivých přístrojů umístěných na hybridním sále. [57]
- Okomentované schéma (*Annotated Diagram*) – obrázek s popisky jeho jednotlivých částí, na které uživatel může kliknout pro zobrazení více informací a pro zvýraznění související oblasti v obrázku. Tohoto objektu je využito u popisu konstrukcí jednotlivých přístrojů a zejména u anatomie mozku. Uživatel si může zvolit jednotlivou část mozku a po kliknutí na ní se v levém dolním rohu zobrazí okno s popisem této části mozku a šipka bude znázorňovat, o kterou část mozku se jedná (Obrázek 72). [32]



Obrázek 72: Objekt okomentované schéma na stránce s anatómií mozku vlevo a vpravo na stránce s vybavením hybridního sálu.

- Interaktivní seznam (*Interactive List*) – seznam s položkami, na které lze kliknout a uživateli se zobrazí více informací. Interaktivní seznam je použit u principu neuronavigace (Obrázek 73). [57]



Obrázek 73: Objekt interaktivní seznam na stránce s principem neuronavigace.

- Video z YouTube (*YouTube Video*) – slouží pro zobrazení videa z YouTube, které může být objasněné pomocí textu, což bylo použito na stránkách s videi u terapeutické techniky (Obrázek 74). [32]



Obrázek 74: Objekt video z YouTube na stránce s Leksellovým gama nožem.

Pro náhled vytvořeného e-learningového materiálu je možné spustit Learning Object, čímž dojde k načtení souboru XML pomocí Flash. Každý uzel v souboru XML odpovídá filmové sekvenci ve Flash přehrávači. [57]

Zcela dokončený výukový materiál byl v poslední fázi tvorby publikován na webové stránce. Webová stránka byla vytvořena na serveru webzdarma.cz, který nabízí základní software webového serveru. Pro spuštění výukového materiálu je nutné, aby webový server podporoval databázi MySQL a skriptovací programovací jazyk PHP. Na předem připravenou webovou stránku byly poté nahrány všechny soubory pro výukový materiál vytvořené v aplikaci Xerte.

Interaktivní výukový materiál je v konečné podobě zveřejněn na webových stránkách:

<http://www.neurochirurgie.wz.cz/atlas/>

Výukový materiál má defaultně nastavenou šedou barvu, ale uživatel si může podle svého vkusu nastavit barevné schéma z daného výběru (Obrázek 75). Podle potřeby si také může změnit velikost obrazovky, font a velikost písma nebo hlasitost (Obrázek 75). Pro pohyb ve výukovém materiálu má uživatel k dispozici několik ovládacích prvků. V pravém horním rohu je umístěn ovladač CONTENTS pro výběr určité stránky podle potřeby uživatele, ovladač BACK pro návrat na předchozí stránku a NEXT pro posun na stránku následující. Dále je zde umístěn již zmiňovaný ovladač HLAVNÍ MENU pro odkázání uživatele na hlavní nabídku. V pravém dolním rohu se nachází ovladač CONTINUE, které má stejnou funkci jako ovladač NEXT, tedy posun na následující stránku.



Obrázek 75: Titulní strana interaktivního výukového materiálu s možností nastavení barevného schéma vlevo a vpravo možnost nastavení velikosti textu.

Součástí práce je CD s tímto interaktivním výukovým materiálem v elektronické podobě. CD obsahuje – template (šablona), Xerte Template Wizard (průvodce tvorbou výukového prostředí), textový soubor XML, použité obrázky a další soubory vytvořené nástrojem Xerte. Textový soubor XML je pouze v elektronické podobě na CD, z důvodu velké rozsáhlosti není v tištěné formě.

6 EVALUACE PŘÍNOSNOSTI INTERAKTIVNÍHO VÝUKOVÉHO ATLASU

Konečná podoba interaktivního výukového materiálu byla pro vyhodnocení přínosnosti prezentována odborníkům z praxe a studentům technických a lékařských oborů.

Evaluace byla zhodnocena na základě dotazníkových šetření. Byl vytvořen anonymní dotazník se šesti otázkami. Respondenti měli možnost vyjádřit svůj názor na vytvořený výukový materiál z hlediska grafického zpracování, obsluhy a obsažených informací.

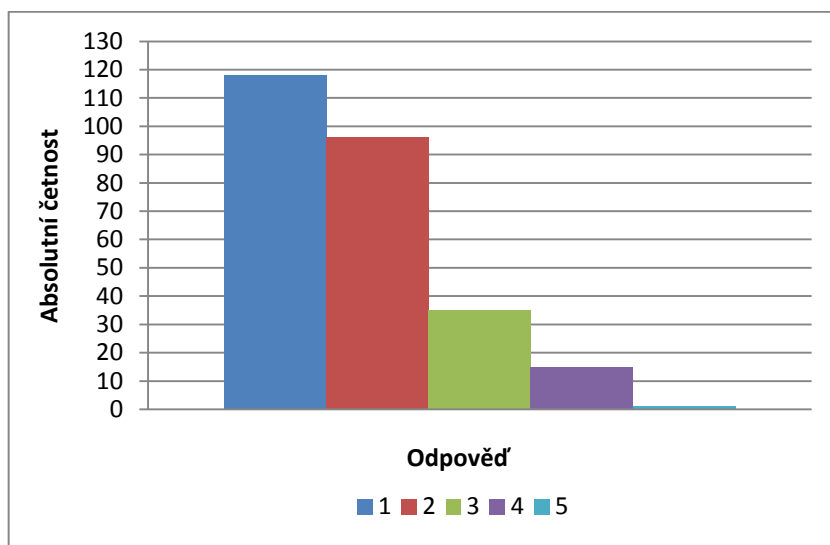
Celkem bylo osloveno 265 respondentů z toho 70 odborníků z praxe – lékařské a nelékařské profese a 195 studentů oborů – Všeobecné lékařství, Fyzioterapie, Ošetřovatelství, Radiologický asistent a Biomedicínský technik. Statistickým zpracováním dat byla vyhodnocena přínosnost výukového materiálu v praxi.

V první části dotazníku respondent vyznačil, zda se jedná o odborníka z praxe nebo studenta jednoho z pěti uvedených oborů. Následující tři otázky se respondenta dotazovaly na grafickou stránku, obsluhu a přehlednost výukového materiálu. Každé stanovisko mohlo být hodnoceno známkou 1–5 (1 – nejlepší, 5 – nejhorší) nebo odpověďmi ano, spíše ano, spíše ne a ne.

Výsledný aritmetický průměr známky za grafickou stránku atlasu je 1,81 (viz Tabulka 3). Převážná většina respondentů atlas hodnotila známkou 1 nebo 2, což je patrné i z výsledného sloupcového grafu (viz Graf 1). Hodnocení grafiky atlasu se dle mého názoru odvíjí od vkusu jednotlivých uživatelů. Zřejmě se v hodnocení odrazila i neúplně dobrá kvalita některých obrázků a jejich zobrazení na individuálních počítačových monitorech.

Tabulka 3: Tabulka četnosti a číselných charakteristik pro otázku č. 1 – grafická stránka interaktivního výukového materiálu.

| Známka | Absolutní četnost | Relativní četnost |
|---------------|-------------------|-------------------|
| 1 | 118 | 44,53 % |
| 2 | 96 | 36,23 % |
| 3 | 35 | 13,21 % |
| 4 | 15 | 5,66 % |
| 5 | 1 | 0,38 % |
| Celkem | 265 | 100,00 % |
| Průměr | 1,81 | |
| Medián | 2 | |
| Modus | 1 | |

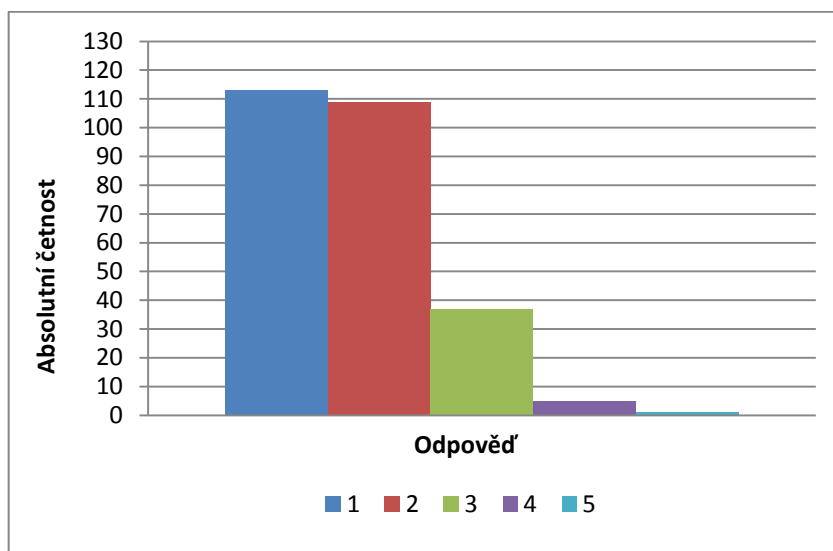


Graf 1: Výsledný sloupkový graf pro otázku č. 1 – grafická stránka interaktivního výukového materiálu.

Obsluha interaktivního materiálu byla převážným počtem respondentů opět hodnocena známkou 1 nebo 2 s výsledným aritmetickým průměrem 1,76 (viz Tabulka 4 a Graf 2). Dle mého názoru z výsledku vyplývá, že atlas mohl obsahovat více ovládacích a intuitivních prvků.

Tabulka 4: Tabulka četnosti a číselných charakteristik pro otázku č. 2 – obsluha interaktivního výukového materiálu.

| Známka | Absolutní četnost | Relativní četnost |
|---------------|-------------------|-------------------|
| 1 | 113 | 42,64 % |
| 2 | 109 | 41,13 % |
| 3 | 37 | 13,96 % |
| 4 | 5 | 1,89 % |
| 5 | 1 | 0,38 % |
| Celkem | 265 | 100,00 % |
| Průměr | 1,76 | |
| Medián | 2 | |
| Modus | 1 | |

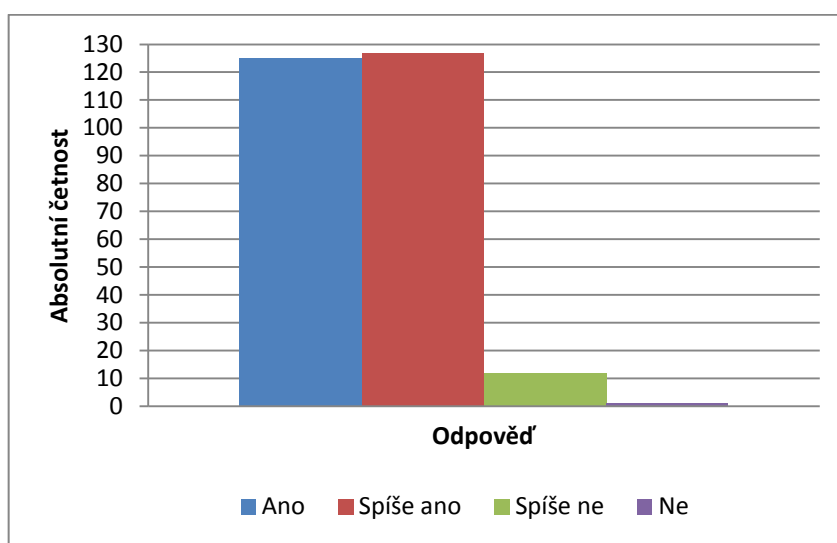


Graf 2: Výsledný sloupkový graf pro otázku č. 2 – obsluha interaktivního výukového materiálu.

Převážné většině (252 z 265 respondentů) se výukový materiál jevil jako dostatečně přehledný a dokázali se v něm patřičně orientovat, což lze vyčíst jak z Tabulky 5, kde lze najít absolutní a relativní četnost jednotlivých odpovědí, tak z výsledného grafu (viz Graf 3).

Tabulka 5: Tabulka četnosti pro otázku č. 3 – přehlednost interaktivního výukového materiálu.

| Legenda | Absolutní četnost | Relativní četnost |
|---------------|-------------------|-------------------|
| Ano | 125 | 47,17 % |
| Spíše ano | 127 | 47,92 % |
| Spíše ne | 12 | 4,53 % |
| Ne | 1 | 0,38 % |
| Celkem | 265 | 100,00 % |



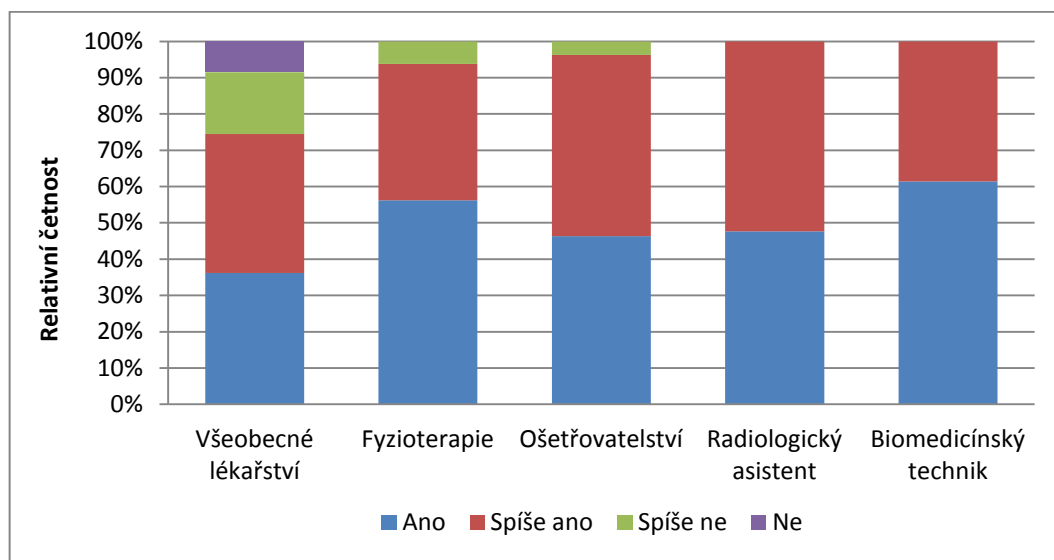
Graf 3: Výsledný sloupkový graf pro otázku č. 3 – přehlednost interaktivního výukového materiálu.

Dalšími dvěma otázkami byla zjišťována přínosnost pro jednotlivé studijní obory a odborníky v praxi – zda materiál uživatele obohatil o nové informace a zda v něm našel informace, které hledal. Respondent vybíral ze čtyř odpovědí – ano, spíše ano, spíše ne, ne.

Otázka č. 4 se zabývala přínosností výukového materiálu pro uživatele. Ze statistických výsledků lze jednoznačně určit, že materiál je pro všechny studenty vybraných oborů i pro lékařské a nelékařské odborníky z praxe z pohledu obohacení o nové informace velmi přínosný. Největší přínos byl zjištěn u studentů technických oborů – Radiologický asistent a Biomedicínský technik a zdravotnických oborů – Fyzioterapie a Ošetrovatelství. Pro studenty oboru Všeobecné lékařství byl přínos poněkud menší. Výsledky jsou shrnuty v Tabulka 6 a poté znázorněny v Graf 4, pro který byla použita relativní četnost z důvodů rozdílného počtu respondentů z jednotlivých oborů. Pro odborníky z praxe je přínosnost atlasu také značná, jak pro lékaře, tak pro nelékařské profese – radiologický asistent, fyzioterapeut, všeobecné sestry apod. Výsledky přínosnosti pro odborníky z praxe jsou shrnuty v Tabulka 7 a znázorněny v Graf 5 opět pomocí relativní četnosti.

Tabulka 6: Tabulka četnosti pro otázku č. 4 – přínosnost interaktivního výukového materiálu k obohacení studentů jednotlivých oborů o nové informace.

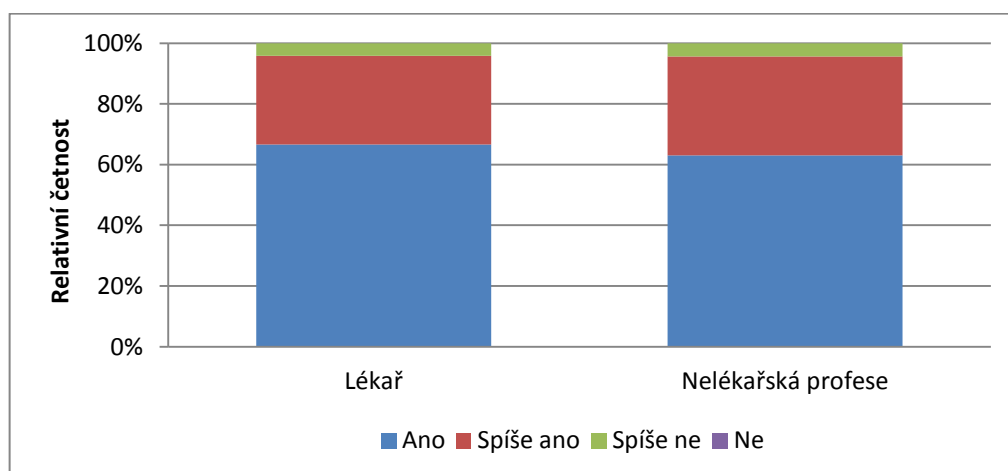
| | Všeobecné lékařství | | Fyzioterapie | | Ošetrovatelství | | Radiologický asistent | | Biomedicínský technik | |
|-----------|---------------------|-----------|--------------|-----------|-----------------|-----------|-----------------------|-----------|-----------------------|-----------|
| Legenda | Abs. čet. | Rel. čet. | Abs. čet. | Rel. čet. | Abs. čet. | Rel. čet. | Abs. čet. | Rel. čet. | Abs. čet. | Rel. čet. |
| Ano | 17 | 36,17 % | 9 | 56,25 % | 25 | 46,30 % | 10 | 47,62 % | 35 | 61,40 % |
| Spíše ano | 18 | 38,30 % | 6 | 37,50 % | 27 | 50,00 % | 11 | 52,38 % | 22 | 38,60 % |
| Spíše ne | 8 | 17,02 % | 1 | 6,25 % | 2 | 3,70 % | 0 | 0,00 % | 0 | 0,00 % |
| Ne | 4 | 8,51 % | 0 | 0,00 % | 0 | 0,00 % | 0 | 0,00 % | 0 | 0,00 % |
| Celkem | 47 | 100,00% | 16 | 100,00% | 54 | 100,00% | 21 | 100,00% | 57 | 100,00% |



Graf 4: Výsledný sloupkový graf pro otázku č. 4 – přínosnost interaktivního výukového materiálu k obohacení studentů jednotlivých oborů o nové informace.

Tabulka 7: Tabulka četnosti pro otázku č. 4 – přínosnost interaktivního výukového materiálu k obohacení odborníků z praxe o nové informace.

| | Lékař | | Nelékařská profese | |
|-----------|-------------------|-------------------|--------------------|-------------------|
| Legenda | Absolutní četnost | Relativní četnost | Absolutní četnost | Relativní četnost |
| Ano | 16 | 66,67 % | 29 | 63,04 % |
| Spíše ano | 7 | 29,17 % | 15 | 32,61 % |
| Spíše ne | 1 | 4,17 % | 2 | 4,35 % |
| Ne | 0 | 0,00 % | 0 | 0,00 % |
| Celkem | 24 | 100,00 % | 46 | 100,00 % |

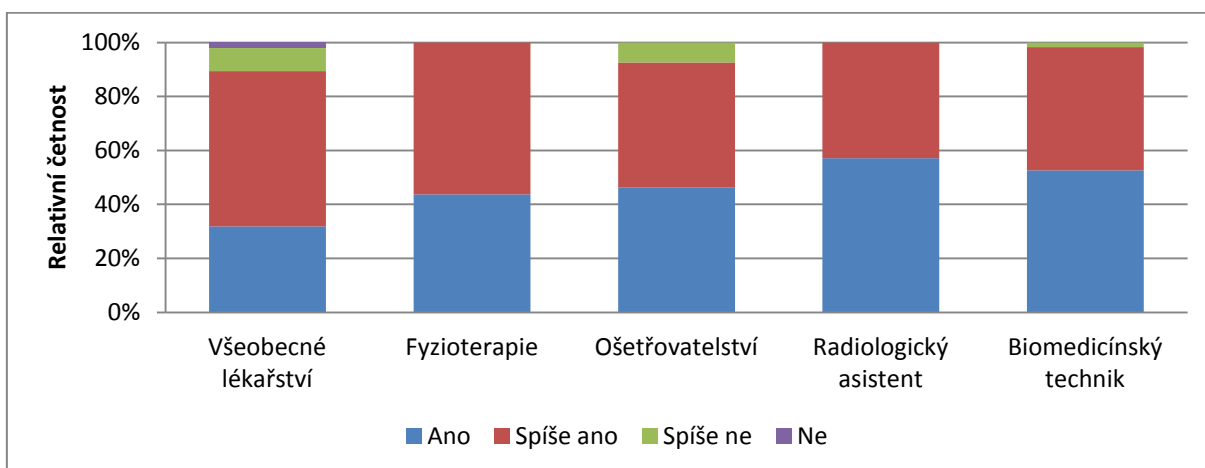


Graf 5: Výsledný sloupkový graf pro otázku č. 4 – přínosnost interaktivního výukového materiálu k obohacení odborníků z praxe o nové informace.

Otázka č. 5 se respondentů dotazovala, zda v atlase našel informace, které hledal. Z výsledků lze konstatovat, že zejména studenti oboru Fyzioterapeut a Radiologický asistent v atlase našli potřebné informace, studenti ostatních oborů převážně taktéž (viz Tabulka 8 a Graf 6). Studenti oboru Všeobecné lékařství v atlase postrádali zejména větší rozsah anatomie a patologie mozku. Odborníci z praxe v atlase taktéž našli informace, které hledali – viz Tabulka 9 a Graf 7.

Tabulka 8: Tabulka četnosti pro otázku č. 5 – nalezení potřebných informací v interaktivním výukovém materiálu studenty jednotlivých oborů.

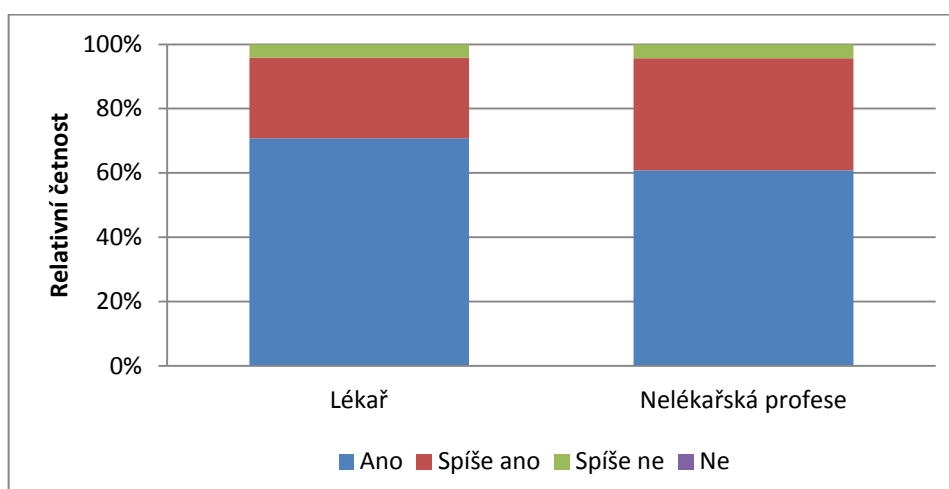
| | Všeobecné lékařství | | Fyzioterapie | | Ošetřovatelství | | Radiologický asistent | | Biomedicínský technik | |
|---------------|---------------------|----------------|--------------|----------------|-----------------|----------------|-----------------------|----------------|-----------------------|----------------|
| Legenda | Abs. čet. | Rel. čet. | Abs. čet. | Rel. čet. | Abs. čet. | Rel. čet. | Abs. čet. | Rel. čet. | Abs. čet. | Rel. čet. |
| Ano | 15 | 31,91 % | 7 | 43,75 % | 25 | 46,30 % | 12 | 57,14 % | 30 | 52,63 % |
| Spíše ano | 27 | 57,45 % | 9 | 56,25 % | 25 | 46,30 % | 9 | 42,86 % | 26 | 45,61 % |
| Spíše ne | 4 | 8,51 % | 0 | 0,00 % | 4 | 7,41 % | 0 | 0,00 % | 1 | 1,75 % |
| Ne | 1 | 2,13 % | 0 | 0,00 % | 0 | 0,00 % | 0 | 0,00 % | 0 | 0,00 % |
| Celkem | 47 | 100,00% | 16 | 100,00% | 54 | 100,00% | 21 | 100,00% | 57 | 100,00% |



Graf 6: Výsledný sloupkový graf pro otázku č. 5 – nalezení potřebných informací v interaktivním výukovém materiálu studenty jednotlivých oborů.

Tabulka 9: Tabulka četnosti pro otázku č. 5 – nalezení potřebných informací v interaktivním výukovém materiálu odborníky z praxe.

| | Lékař | | Nelékařská profese | |
|-----------|-------------------|-------------------|--------------------|-------------------|
| Legenda | Absolutní četnost | Relativní četnost | Absolutní četnost | Relativní četnost |
| Ano | 17 | 70,83 % | 28 | 60,87 % |
| Spíše ano | 6 | 25,00 % | 16 | 34,78 % |
| Spíše ne | 1 | 4,17 % | 2 | 4,35 % |
| Ne | 0 | 0,00 % | 0 | 0,00 % |
| Celkem | 24 | 100,00 % | 46 | 100,00 % |

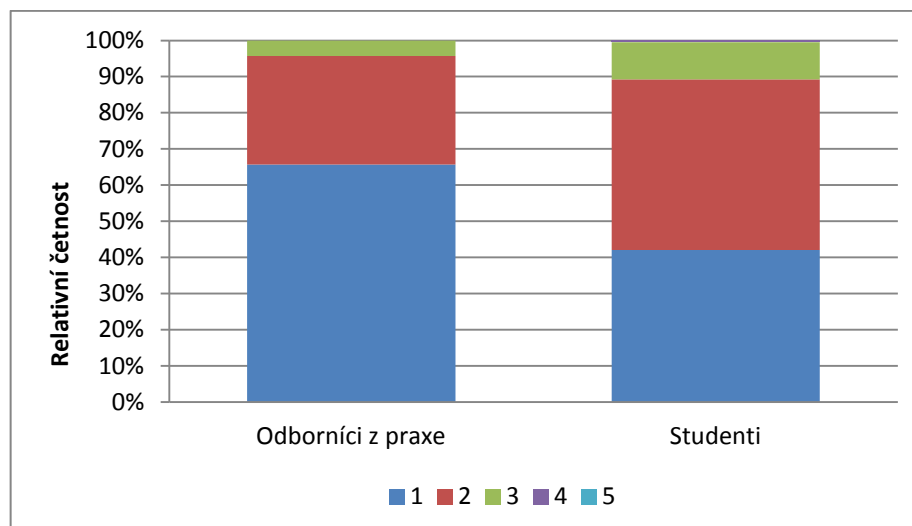


Graf 7: Výsledný sloupkový graf pro otázku č. 5 – nalezení potřebných informací v interaktivním výukovém materiálu odborníky z praxe.

V otázce č. 6 mohli respondenti vyjádřit svůj souhrnný názor na atlas. Celkový dojem z interaktivního výukového materiálu byl odborníky z praxe z 65,71 % hodnocen známkou 1. Aritmetický průměr známky za celkový dojem z atlasu je u odborníků z praxe 1,39. U studentů je poměrně stejné procentuální zastoupení známek 1 a 2 s aritmetickým průměrem známky 1,69 – viz Tabulka 10 a Graf 8.

Tabulka 10: Tabulka četnosti a číselných charakteristik pro otázku č. 6 – celkový dojem odborníků z praxe a studentů z interaktivního výukového materiálu.

| | Odborníci z praxe | | | Studenti | |
|---------|-------------------|-------------------|---------|-------------------|-------------------|
| Legenda | Absolutní četnost | Relativní četnost | Legenda | Absolutní četnost | Relativní četnost |
| 1 | 46 | 65,71 % | 1 | 82 | 42,05 % |
| 2 | 21 | 30,00 % | 2 | 92 | 47,18 % |
| 3 | 3 | 4,29 % | 3 | 20 | 10,26 % |
| 4 | 0 | 0,00 % | 4 | 1 | 0,51 % |
| 5 | 0 | 0,00 % | 5 | 0 | 0,00 % |
| Celkem | 70 | 100,00 % | Celkem | 195 | 100,00 % |
| Průměr | 1,39 | | Průměr | 1,69 | |
| Medián | 1 | | Medián | 2 | |
| Modus | 1 | | Modus | 2 | |



Graf 8: Výsledný sloupkový graf pro otázku č. 6 – celkový dojem odborníků z praxe a studentů z interaktivního výukového materiálu.

Celkové vyhodnocení všech otázek u jednotlivých skupin respondentů je uvedeno v Tabulka 11. Souhrn byl vytvořen pomocí hodnoty mediánu, který dělí vzestupně seřazené výsledky na dvě stejně početné poloviny. 50 % hodnot je tedy menší a 50 % hodnot je větší než medián. U sudého počtu hodnot se uprostřed nacházejí dvě hodnoty, jejichž výsledným mediánem je jejich aritmetický průměr, což se v tabulce vyskytuje ve třech případech. U otázek, u kterých respondenti hodnotili známkou 1–5, je medián 1 nebo 2. U slovních odpovědí (ano, spíše ano, spíše ne, ne) je medián buď ano (pro statistické zpracování nahrazeno hodnotou 1) nebo spíše ano (pro statistické zpracování nahrazeno hodnotou 2). Z konečných výsledků je výukový materiál hodnocen v praxi jako přínosný, jak u studentů, tak u odborníků z praxe.

Tabulka 11: Souhrn výsledků všech otázek u jednotlivých skupin respondentů pomocí hodnot mediánů.

| Legenda | Odborníci z praxe | | Studenti | | | | |
|-------------------------------|--------------------|--------------------|---------------------|--------------------|-----------------|-----------------------|-----------------------|
| | Lékař | Nelékařská profese | Všeobecné lékařství | Fyzioterapie | Ošetrovatelství | Radiologický asistent | Biomedicínský technik |
| Grafická stránka | 2 | 1 | 2 | 1,5 | 2 | 2 | 2 |
| Obsluha | 1 | 1 | 2 | 2 | 2 | 1 | 2 |
| Přehlednost | Ano - Spíše ano | Ano | Spíše ano | Ano - Spíše ano | Spíše ano | Spíše ano | Ano |
| Obohacení o nové informace | Ano | Ano | Spíše ano | Ano | Spíše ano | Spíše ano | Ano |
| Nalezení potřebných informací | Ano | Ano | Spíše ano | Spíše ano | Spíše ano | Ano | Ano |
| Celkový dojem | 1 | 1 | 2 | 1 | 2 | 1 | 2 |

7 ZÁVĚR

Vědní obory jako je matematika, fyzika a informatika zaujímají v moderní medicíně nezastupitelné místo. Bez znalostí a aplikací těchto oborů by se nemohla diagnostika a terapie neustále rozvíjet. Trendem současného vývoje přístrojové techniky jsou hybridní přístroje, které slučují diagnostické a terapeutické modalitty.

Zadáním práce bylo vytvořit přehledový elektronický výukový materiál, který sumarizuje základní principy vybraných diagnostických a terapeutických metod používaných v neurochirurgii. Nebylo možné popsat veškerou techniku, proto jsou ve výukovém atlasu uvedeny pouze nejvýznamnější a moderní metody. Většina z nich stále nepatří k běžnému vybavení zdravotnických zařízení. Možnosti vybavení hybridních sálů, neuronavigací a da Vinci systémů vnášejí do neurochirurgie nové možnosti bezpečnější a přesnější léčby. Interaktivní výukový atlas může být neustále aktualizován o nové poznatky a metody. K tvorbě materiálu bylo využito většiny informací z teoretické části – ať už se jedná o anatomii mozku, kraniocerebrální traumata či metody a principy jednotlivých zobrazovacích a terapeutických metod. Atlas je doplněn o videosekvence a obrazovou část s názorným popisem jednotlivých součástí. Interaktivní výukový materiál je dostupný na webových stránkách. Studentům a odborníkům v praxi může posloužit jako ucelený materiál, jak pro studium, tak pro vyhledávání informací.

Posledním bodem zadání bylo zhodnocení přínosnosti interaktivního atlasu v praxi. Evaluace byla provedena na základě dotazníkových šetření. Osloveno bylo celkem 265 respondentů z klinické praxe a studentů. Následným statistickým zpracováním byla zhodnocena přínosnost výukového materiálu pro jednotlivé skupiny respondentů. Z hlediska nových informací a jejich vyhledávání, byl zaznamenán největší přínos pro uživatele studijních oborů Biomedicínský technik a Radiologický asistent. Z těchto výsledků jednoznačně vyplývá, že tento výukový materiál je vhodný zejména pro technické obory ve zdravotnictví. Tento zájem je zřejmě ovlivněn technickým zaměřením výukového atlasu, který převládá nad klinickým.

8 POUŽITÁ LITERATURA

- [1] Accuray [online]. [cit. 2014-02-07]. Dostupné z: <http://www accuray.com/>
- [2] ADOBE SYSTEMS INCORPORATED. *Programování v jazyce ADOBE® ACTIONSCRIPT® 3.0* [online]. 2008 [cit. 2014-02-24]. Dostupné z: http://help.adobe.com/cs_CZ/ActionScript/3.0_ProgrammingAS3/flash_as3_programming.pdf
- [3] BAR, Michal, Ondřej ŠKODA a David ŠKOLOUDÍK. Neurosonologie. *Neurologie pro praxi*. Dostupné z: www.prakticka-medicina.cz
- [4] BONGARTZ, E. B. Experiences with the Ultrasonic Surgical Aspirator. *Modern Methods in Neurosurgery*. 1988, s. 39-43. DOI: 10.1007/978-3-642-73294-2_9. Dostupné z: http://www.springerlink.com/index/10.1007/978-3-642-73294-2_9
- [5] Brainlab. [online]. [cit. 2014-01-11]. Dostupné z: <http://www.brainlab.com/>
- [6] CyberKnife Ostrava. *Fakultní nemocnice Ostrava* [online]. 2009 [cit. 2014-01-27]. Dostupné z: <http://cyberknife.fno.cz/>
- [7] CyberKnife. *Accuray* [online]. 2008 [cit. 2014-01-27]. Dostupné z: <http://www.cyberknife.com/>
- [8] ČERNOCH, Zdeněk. *Neuroradiologie*. 1. vyd. Hradec Králové: Nucleus, 2000, 1 CD-ROM. ISBN 80-901-7539-2.
- [9] Česká společnost robotické chirurgie České lékařské společnosti Jana Evangelisty Purkyně. [online]. [cit. 2014-01-12]. Dostupné z: <http://csrch.cz/da-vinci-system>
- [10] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, s. 3-214. ISBN 80-716-9970-5.
- [11] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2002, s. 235-304. ISBN 80-716-9140-2.
- [12] Da Vinci Surgery. [online]. [cit. 2014-01-12]. Dostupné z: <http://www.davincisurgery.com>
- [13] Elekta. [online]. [cit. 2014-01-14]. Dostupné z: <http://www.elekta.com/>
- [14] ELIÁŠ, Pavel, Petr MÁCA, Jiří NEUWIRTH a Vlastimil VÁLEK. *Moderní diagnostické metody. II.díl Výpočetní tomografie*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1998. 84 s. ISBN 80-7013-294-9.
- [15] FELTL, David, Martin HANZLÍČEK a Jiří PEŠINA. CyberKnife. *MojeMedicina.cz: Průvodce světem medicínských informací* [online]. 2012 [cit. 2014-02-06]. Dostupné z: <http://www.mojemedicina.cz/vysetrovaci-a-lecebne-metody/cyberknife/>
- [16] FERDA, Jiří, Milan NOVÁK a Boris KREUZBERG. *Výpočetní tomografie*. Praha: Galén, c2002, s. 1-158. ISBN 80-726-2172-6.
- [17] FERDA, Jiří. *CT angiografie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2004, xi, 408 s. ISBN 80-726-2281-1.
- [18] GANSLANDT, O., S. BEHARI, J. GRALLA, R. FAHLBUSCH a C. NIMSKY. Neuronavigation: concept, techniques and applications. *Neurology India: Publication of the*

- Neurological Society of India* [online]. 2002 [cit. 2014-01-10]. Dostupné z: <http://www.neurologyindia.com/text.asp?2002/50/3/244/1447>
- [19] GANZ, J., K.TAKAKURA, M.HAYASHI and M.CHERNOV, eds. *Gamma knife neurosurgery in the management of intracranial disorders*. Vienna: Springer, 2013. ISBN 978-3-7091-1376-9.
- [20] GERLA, Václav. Úvod do EEG - významné frekvence, grafoelementy [online]. [2003] [cit. 2013-11-19]. Dostupné z: <http://zivotni-energie.cz/uvod-do-eeg-vyznamne-frekvence-grafoelementy.html>
- [21] GHAJAR, Jamshid. Traumatic brain injury. *The lancet*. 2000. Dostupné z: <http://www.thelancet.com/>
- [22] HADAČ, Jan. *Ultrazvukové vyšetření mozku přes velkou fontanelu*. 1. vyd. Praha: Triton, 2000, 189 s., obr. ISBN 80-725-4110-2.
- [23] HARAŽÍM, Leoš. *Multimediální učebnice akustiky: Ultrazvuk jako biofyzikální činitel*. 2004. Dostupné z: http://eamos.pf.jcu.cz/amos/kat_fyz/externi/kat_fyz_0658/LEKCE/lekce15.htm
- [24] HEŘMAN, Miroslav. *Akutní CT mozku: atlas nálezů*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2006, 181 s. ISBN 80-244-1229-2.
- [25] HLUŠTÍK, Petr, David HORÁK a Roman HERZIG. Funkční zobrazování mozku pomocí magnetické rezonance v neurologii. *Neurologie pro praxi*. Konice: Solen, 2008. Dostupné z: <http://www.neurologiepropraxi.cz>
- [26] HORÁČEK, Jaroslav. *Anatomie pro bakalářské studium se zdravotnickým zaměřením*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2006, 113 s. ISBN 80-248-1203-7.
- [27] HRAZDIRA, Ivo. Úvod do ultrasonografie: V otázkách a odpovědích pro studenty lékařské fakulty Část I. Principy ultrazvukových diagnostických metod a způsoby jejich využití. Brno, 2008. Dostupné z: www.med.muni.cz/dokumenty/pdf/uvod_do_ultrasonografie1.pdf
- [28] CHOI, James S. Cavitron Ultrasonic Surgical Aspirator. *The SAGES Manual on the Fundamental Use of Surgical Energy (FUSE)* [online]. New York, NY: Springer New York, 2012, s. 133-138 [cit. 2014-03-03]. DOI: 10.1007/978-1-4614-2074-3_8. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/978-1-4614-2074-3_8
- [29] Intuitive surgical. [online]. [cit. 2014-01-13]. Dostupné z: <http://www.intuitivesurgical.com>
- [30] IVANOV, M., A. V. CIUREA, N. OBLU a BAGDASAR-ARSENI. Neuronavigation. Principles. Surgical technique. In: *Journal of Medicine and Life* [online]. [cit. 2014-01-09]. Dostupné z: <http://medandlife.ro/medandlife208.html>
- [31] JANOVSKEÝ. *Jak psát web: o tvorbě internetových stránek* [online]. 15. prosince 2013 [cit. 2014-02-20]. Dostupné z: <http://www.jakpsatweb.cz>
- [32] JISC TECHDIS. *Xerte Online Toolkit Template: Page Types Quick Reference*. 2013. Dostupné z: http://www.jisctechdis.ac.uk/assets/Documents/Xerte_QuickRef.pdf
- [33] KOLOMBO, Ivan, Jiří PEŠINA a Martin HANZLÍČEK. Robotická chirurgie - video. *MojeMedicína.cz: Průvodce světem medicínských informací* [online]. 2012 [cit. 2014-01-14]. Dostupné z: <http://www.mojemedicina.cz/vysetrovaci-a-lecebne-metody/roboticka-chirurgie/>

- [34] KORANDA, Pavel. *Atlas scintigrafie mozku: Atlas of brain scintigraphy*. 1. vyd. Praha: Lacomed, 2008, 82 s. ISBN 978-80-239-9778-1.
- [35] KRŠKA, Zdeněk. *Techniky a technologie v chirurgických oborech: vybrané kapitoly*. 1. vyd. Praha: Grada, 2011, 262 s. ISBN 978-802-4738-154.
- [36] LÖVBLAD, Karl-Olof a Vitor Mendes PEREIRA. Neuroimaging of Stroke. The Complementary Roles of CT and MR. *MAGNETOM Flash*. 2013. Dostupné z: www.siemens.com/magnetom-world
- [37] MedicalExpo: The Online Medical Devices Exhibition. [online]. [cit. 2014-01-12]. Dostupné z: <http://www.medicalexpo.com>
- [38] Medtronic. [online]. [cit. 2014-01-11]. Dostupné z: <http://www.medtronic.com/for-healthcare-professionals/products-therapies/spinal/surgical-navigation-imaging/surgical-navigation-systems/index.htm>
- [39] NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ. *Základy zobrazování magnetickou rezonancí*. Vyd. 1. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007, 67 s. ISBN 978-807-3683-351.
- [40] NEKULA, Josef. Algoritmus vyšetřování zobrazovacími metodami u nádorů mozku, páteře a páteřního kanálu. *Neurologie pro praxi*. Konice: Solen, 2003. Dostupné z: <http://www.neurologiepropraxi.cz>
- [41] NĚMEČEK, Stanislav, Jana NĚMEČKOVÁ a Jaroslav CERMÁN. Patomorfologie poranění mozku. *Neurologie pro praxi*. Konice: Solen, 2003. Dostupné z: <http://www.neurologiepropraxi.cz>
- [42] Nemocnice na Homolce: Centrum robotické chirurgie. [online]. [cit. 2014-01-14]. Dostupné z: <http://www.homolka.cz/cs-CZ/oddeleni/specializovana-centra/centrum-roboticke-chirurgie.html>
- [43] Nemocnice na Homolce: Stereotaktická a radiační neurochirurgie (OSRN). [online]. [cit. 2014-01-14]. Dostupné z: <http://www.homolka.cz/cs-CZ/oddeleni/stereotakticka-a-radiacni-neurochirurgie-osrn/lekselluv-gama-nuz/>
- [44] OREL, Miroslav a Věra FACOVÁ. *Člověk, jeho mozek a svět*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2009, 256 s. Psyché (Grada). ISBN 978-802-4726-175.
- [45] PETROVICKÝ, Pavel. *Anatomie s topografií a klinickými aplikacemi*. 1. vyd. Martin: Osveta, 2002, s. 35-283, čb. il. ISBN 80-806-3048-8.
- [46] Praktické využití navigačních systémů v neurochirurgii. In: *Zdravotnické noviny: Příloha: Lékařské listy* [online]. 02/2001 [cit. 2014-01-09]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/prakticke-vyuziti-navigacnich-systemu-v-neurochirurgii-131736>
- [47] PRYMUS. *Hybridní sály budoucnosti*. Ostrava, 2010. Bakalářská práce. Ostravská univerzita v Ostravě. Vedoucí práce Jana Chmelová.
- [48] REGULI, Štefan, Radim LIPINA a Tomáš HRBÁČ. Neurochirurgická léčba mozkových nádorů. *Onkologie*. 2011. Dostupné z: www.onkologiecs.cz

- [49] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 406 s., xxiv s. barev. obr. příl. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [50] SEEGER, Wolfgang a Josef ZENTNER. *Neuronavigation and neuroanatomy*. Wien: Springer-Verlag, c2002, vii, 419 p. ISBN 3-211-83741-8.
- [51] SEIDL, Zdeněk a Manuela VANĚČKOVÁ. *Magnetická rezonance hlavy, mozku a páteře*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007, 319 s. ISBN 978-802-4711-065.
- [52] Siemens: Healthcare. [online]. [cit. 2013-11-09]. Dostupné z: <http://www.healthcare.siemens.com>
- [53] SMRČKA, Martin. *Poranění mozku*. 1. vyd. Praha: Grada, 2001, 272 s. ISBN 80-716-9820-2.
- [54] Sonoca: Ultrazvukový disektor / aspirátor. *Almeda: špičkové a unikátní lékařské přístroje* [online]. [cit. 2014-03-03]. Dostupné z: http://www.almeda-prague.cz/pdf/soring/Sonoca_300_400_prospekt_cs.pdf
- [55] *Söring: Innovative Surgery* [online]. [cit. 2014-03-03]. Dostupné z: <http://www.soering.com/>
- [56] ŠKODA, Ondřej, Robert MIKULÍK a David ŠKOLOUDÍK. Transkraniální dopplerovská sonografie - národní standard vyšetření v rámci funkční specializace v neurosonologii. 2006.
- [57] TENNEY, Julian. *Getting Started with Xerte: An Introduction to Interactive Development*. 2007. Dostupné z: http://openaccess.uoc.edu/webapps/o2/bitstream/10609/8023/1/Tenney_Xerte_2007_eng.pdf
- [58] The Xerte Project. *UK Campus: University of Nottingham* [online]. [cit. 2014-01-17]. Dostupné z: <http://www.nottingham.ac.uk/xerte/index.aspx>
- [59] Trend: magazín pro divize Medicínské systémy. 4.2007. Dostupné z: www.siemens.cz/healthcare
- [60] Trend: magazín pro partnery a zákazníky sektoru Healthcare. 4.2012. Dostupné z: www.siemens.cz/healthcare
- [61] ULLMANN, Vojtěch. Jaderná fyzika a fyzika ionizující záření. [online]. [cit. 2013-11-07]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/strana2.htm>
- [62] Ultrazvukové chirurgické aspirátory CUSA. *Nimotech: lékařská technika* [online]. [cit. 2014-03-04]. Dostupné z: <http://www.nimotech.cz/produkty.php?p=vypis&cislopolozky=24>
- [63] VÁLEK, Vlastimil a Jan ŽIŽKA. *Moderní diagnostické metody. III.díl Magnetická rezonance*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996, 43 s. ISBN 80-701-3225-6.
- [64] VOJTĚCH, Zdeněk, Tomáš PROCHÁZKA a Iva MAREČKOVÁ. Elektroencefalografie v neurointenzivní péči. *Neurologie pro praxi*. 2007. Dostupné z: www.neurologiepropraxi.cz
- [65] Xerte Community. [online]. 2011 [cit. 2014-01-17]. Dostupné z: <http://www.xerte.org.uk>

9 PŘÍLOHA NA CD

Obsahem CD jsou dva následující soubory:

- 1) Složka se softwarem interaktivního výukového materiálu pro aplikaci Xerte.
- 2) Bakalářská práce „Výukový atlas diagnostické a terapeutické techniky v neurochirurgii“ ve formátu .pdf.